

Technische Universität Ilmenau

Dissertation

**Untersuchungen zu einem neuen Verfahren der berührungslosen
Bestimmung des Augeninnendrucks unter Berücksichtigung des Einflusses
der Korneadicke**

Kai-Uwe Plagwitz

Technische Universität Ilmenau

Dissertation

**Untersuchungen zu einem neuen Verfahren der berührungslosen
Bestimmung des Augeninnendrucks unter Berücksichtigung des Einflusses
der Korneadicke**

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor-Ingenieur (Dr.-Ing.)

vorgelegt der Fakultät für Informatik und Automatisierung

von

Dipl.-Ing. Kai-Uwe Plagwitz

geb. am 27.02.1970 in Halle/S.

Berichterstatter:

1. Univ.-Prof. Dr.-Ing. habil. G. Henning
2. Univ.-Prof. Dr. med. J. Strobel
3. Dr. rer. nat. K.-H. Donnerhacke

vorgelegt am: 28.06.2004

Tag der wissenschaftlichen Aussprache: 20.05.2005

Verfahrensnummer: IA 136

urn:nbn:de:gbv:ilm1-20050000075

*Man kann dem Leben nicht mehr Tage geben,
aber den Tagen mehr Leben.*

(Herkunft unbekannt)

Verzeichnis wichtiger verwendeter Abkürzungen und Formelzeichen

A-	Anstieg
A-	Fläche
a, b, c, d -	Koeffizienten
c-	Schallgeschwindigkeit
d, D-	Dicke
D-	Targetfaktor
DHAT-	Draeger-Handapplanationstonometer
GAT-	Goldmann-Applanationstonometer
E-	Elastizitätsmodul
E-	Bestrahlungsstärke bzw. Leistungsdichte
e-	Interpolationsfaktor
F-	Ausschwingfrequenz
F-	Kraft, Strahlungskraft
f-	Frequenz
G-	Schermodul
g, h-	Koeffizienten
i-	Interferometerfaktor
I-	Ultraschallintensität
I_1, I_2 -	Teilstrahlintensitäten
IOP -	intraocular pressure, Augeninnendruck
K-	Kompressionsmodul
L_{US} -	Ultraschalleistung
LIT-	laserinterferometerisches Tonometer
Δl -	geometrische Weglängendifferenz der interferierenden Teilstrahlen
n-	Brechungsindex
NCT-	Noncontact-Tonometer, Noncontact-Tonometrie
P-	Strahlungsleistung, (Stau-)Druck
P_{IOP} -	Augeninnendruck
P_{St} -	Staudruck
PDMS-	Polydimethylsiloxan
R_T -	Trägheitswiderstand

R-	Reflektionskoeffizient
r-	Krümmungsradius
s-	Wegverschiebung
t-	Zeit
Δt -	Zeitdifferenz
U-	elektrische Spannung
Δx -	Seitenverschiebung, Weglängendifferenz
Z-	Schallimpedanz eines Mediums
α -	Einfallswinkel, Koeffizient, Blickwinkel (siehe Text)
δ -	Ausfallswinkel, Ordnungszahl (siehe Text)
α, β, γ -	Koeffizienten
γ -	Phasenwinkel vor der Messung
γ_m -	Phasenwinkelverschiebung durch Meßverschiebung s
γ -	Winkel der Flächenverkippung, Koeffizient
λ -	Wellenlänge
Θ -	Winkel zwischen Flächennormale des Zielgebietes und Wellenfrontnormale
ρ -	Dichte
$\Delta\rho$ -	Änderung der Dichte
σ -	Wandspannung

Um gebräuchliche Formelzeichen nicht durchweg ersetzen oder indizieren zu müssen, sind Mehrfachbelegungen innerhalb der gesamten Arbeit nicht vermeidbar gewesen. Eine Überschneidung der Bedeutung innerhalb eines Abschnitts kommt jedoch nicht vor. Die Erklärungen sind zudem im Text unmittelbar vor bzw. nach der Verwendung aufgeführt.

„Untersuchungen zu einem neuen Verfahren der berührungslosen Bestimmung des Augeninnendrucks unter Berücksichtigung des Einflusses der Korneadicke“

Vorwort

Danksagung

1.	Bedeutung und Zielstellung	1
1.1.	Die klinische Bedeutung der Messung des Augeninnendrucks	1
1.2.	Die Problematik der Messung und Zielstellung	2
2.	Die Messung des intraokularen Drucks (IOP) - Ansätze und Verfahren	4
2.1.	Anforderungen an ein Meßverfahren und mögliche Sekundärgrößen	4
2.2.	Stand der Technik	6
2.2.1.	Berührende Verfahren	6
2.2.2.	Verfahren ohne direkten mechanischen Kontakt	9
3.	Das neue Verfahren - Ableitung der technischen Anforderungen	16
3.1.	Grundlagen, Anforderungen, Bedingungen	16
3.2.	Das Auge als Objekt der Messung	18
3.2.1.	Bau des Auges	18
3.2.2.	Kammerwasser, Augendruck und Glaukom	19
3.2.3.	Blickbewegungen, optische und mechanische Eigenschaften des Auges	21
3.3.	Verformung der Kornea ohne direkten mechanischen Kontakt	22
3.3.1.	Anwendung eines Luftimpulses zur Korneaverformung	24
3.3.2.	Diskussion des Einsatzes von Luftultraschall-Strahlungsdruck zur Verformung der Kornea	26
3.4.	Messung der Verformung mit einem Laserinterferometer	29
3.4.1.	Prinzip, Anforderungen und technische Voraussetzungen	29
3.4.2.	Lasersicherheit - allgemeine Schwerpunkte und Grenzwerte im sichtbaren Wellenlängenbereich	35
3.4.3.	Lasersicherheit beim Einsatz des SP120 am Auge	39
3.4.3.1.	Grundsätzliches	39
3.4.3.2.	Grenzwertberechnung am Anwendungsbeispiel	40

3.4.4	Zusammenfassung der technischen Anforderungen	43
3.5.	Meßobjekte zum Test des Verfahrens	43
4.	Anwendung und Optimierung der meßtechnischen Komponenten	46
4.1.	Anpassung des Laserinterferometers	46
4.1.1.	Strahlungsleistung	46
4.1.2.	Dynamik	46
4.1.3.	Positioniergenauigkeit	49
4.2.	Untersuchungen zur Strahlungsdruck- und Staudruckapplikation	51
4.2.1.	Ultraschall-Strahlungsdruckapplikation	51
4.2.2.	Erprobung des Staudruck-Luftimpulsapplikators	52
5.	Die Entwicklung eines mechanischen Augenphantoms	60
5.1.	Trägersystem und Membrangeometrie	60
5.2.	Technologie zur Herstellung der Membranen	62
5.3.	Charakterisierung der verwendeten Materialien	64
5.3.1.	Probleme bei der Klassifikation mit dem Draeger-Handapplanationstonometer (DHAT) und Alternativversuche	64
5.3.2.	Voruntersuchungen mit dem NCT CT20D zur Materialauswahl	65
5.3.3.	Scherm modul und Kalottengeometrie	66
5.4.	Erste Messungen zum Einsatz des Augenphantoms	67
5.4.1.	Kunststoffkalotten (Typ 1a und 1b) und Messungen mit dem NCT CT20D	67
5.4.2.	Kunststoffkalotten (Typ 1a und 1b) und Messungen mit dem Ocuton A	71
5.4.3.	Vergleich der Meßergebnisse (Kalotten Typ 1a und 1b) beider Verfahren und Folgerungen	73
5.5.	Messungen mit modifiziertem Augenphantom am NCT und Ocuton	75
5.5.1.	Messungen von Kalotten des Typs 2 am NCT CT20D und Ocuton A	75
5.5.2.	Messungen von Kalotten des Typs 3 am NCT CT20D und Ocuton A	79
5.6.	Vergleiche und Folgerungen aus den Messungen an Typ-3-Kalotten	89
5.7.	Einfluß der Alterung des Kalottenmaterials, Einfluß des Kammerdrucks auf die Kalottenkrümmung	93
5.8.	Zusammenfassung und Schlußfolgerungen	99
6.	Messungen mit dem tonometrischen Versuchsaufbau	101

6.1.	Messungen mit Ultraschall-Strahlungsdruckapplikator	101
6.1.1.	Versuchsaufbau und Messungen	101
6.1.2.	Meßergebnisse	102
6.1.3.	Vorschläge zur Veränderung des Strahlungsdruckapplikator-Aufbaus	104
6.2.	Messungen mit Luftimpuls-Staudruckapplikator	105
6.2.1.	Versuchsaufbau und Messungen	105
6.2.2.	Darstellung der Meßergebnisse	106
6.3.	Modifikation des Aufbaus und der meßtechnischen Parameter	108
6.3.1.	Verbesserungen der Luftimpulsapplikation	108
6.3.2.	Messungen an ausgewählten Kalotten und Darstellung der Ergebnisse	109
6.3.2.1.	Darstellung der Ergebnisse für Material 16	109
6.3.2.2.	Darstellung der Ergebnisse für Material 15	113
6.4.	Auswertung der Meßergebnisse und Vorschlag zur Korrektur des Einflusses der Korneadicke/Kalottendicke	118
6.4.1.	Auswertung der Messungen mit Ultraschall-Strahlungsdruckapplikator	118
6.4.2.	Auswertung der Messungen mit verbessertem Luftimpulsapplikator	123
6.4.2.1.	Auswertung der Messungen für Material 16	123
6.4.2.2.	Auswertung der Messungen für Material 15	127
6.4.3.	Vergleichende Betrachtung - Diskussion	130
6.5.	Zusammenfassung der Ergebnisse	139
7.	Messungen in vitro und in vivo - ein Ausblick	142
7.1.	Aspekte der In-vitro-Messungen	142
7.2.	Aspekte der In-vivo-Messungen	142
7.3.	Zusammenfassung	144

Quellenverzeichnis

Anhang

Thesen

Kurzfassung/ Abstract

Erklärung

Vorwort

Die Geschichte der Augenheilkunde reicht in ihren Anfängen bis in die Antike zurück - schon zu Hippokrates Zeiten erfolgte die Betastung der Augen - die der Tonometrie indes, der Messung des Augeninnendruckes, ist eng verbunden mit der Erforschung der Ursachen des Glaukoms und somit wesentlich jünger. Zwar wurde bereits im 15. Jahrhundert [BANISTER] auf einen möglichen Zusammenhang dieses Krankheitsbildes und der „Härte des Augapfels“ hingewiesen, jedoch manifestierte sich dieser Verdacht erst im 18. Jahrhundert. Erste wirklich ernstzunehmende Versuche, mit speziellen Geräten diese „Härte“ bzw. den Druck im Augeninneren zu bestimmen, lassen sich bis etwa in die Mitte des vergangenen Jahrhunderts zurückverfolgen, als es mit der Einführung des Kokains als Lokalanästhetikum möglich wurde, berührende Messungen am Auge bei vertretbarer Patientenbelastung vorzunehmen. Eine Vielzahl von Verfahren zur Messung des Augeninnendruckes sind seither vorgeschlagen worden - die angemeldeten Patente füllen im internationalen Überblick Bände. Nur wenige Verfahren davon haben jedoch Einzug in die klinische Routine gefunden, und auch sie sind hinsichtlich der mit ihnen verbundenen Probleme noch immer nicht „der Weisheit letzter Schluß“.

Die vorliegende Arbeit untersucht einen in seinen Ursprüngen an die Non-Contact-Tonometrie anknüpfenden, neuartigen Ansatz eines Verfahrens zur berührungslosen Messung des Augeninnendruckes, der in seiner Konzeption zur quasikontinuierlichen Meßwertaufnahme geeignet ist. Die modulare Gestaltung des Versuchsaufbaus bestimmte auch die Gliederung der vorliegenden Schrift.

Der Test des Verfahrens erfolgte bislang im Laboraufbau und stellt eine Grundlagenuntersuchung dar. Diese erhebt keinen Anspruch auf statistische Absicherung. Ob das Meßprinzip im klinischen Einsatz am Patientenauge tatsächlich praktikabel ist, wird die Zukunft zeigen.

Danksagung

Die vorliegende Dissertationsschrift entstand im Rahmen meiner mehrjährigen Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Biomedizinische Technik und Informatik der Technischen Universität Ilmenau, Fachbereich Biomedizinische Technik.

Alle Menschen zu bedenken, die diese Arbeit über diese längere Zeit begleitet haben, wird wohl nie so vollständig sein, daß wirklich niemand übersehen wird. Stellvertretend sei somit allen gedankt, die auf ihre Weise zum Abschluß der vorliegenden Arbeit beigetragen haben.

Mein besonderer Dank gilt dabei meinem Betreuer, Privatdozent Dr.-Ing. habil. Dr. rer. nat. K.Lemke für seine Geduld, seine Anregungen, seine Ideen, seine kritischen Fragen und seine Unterstützung, sowie ebenso den Trägern und Initiatoren des Forschungsprojektes Univ.-Prof.Dr.-Ing.habil. G. Henning und Prof.em.Dr.med.habil.Dr.-Ing.h.c. W. Müller für ihre Unterstützung, die Themenstellung und die Motivation sowie die Möglichkeit zur Promotion über das Thema.

Danken möchte ich all jenen, die direkt am Forschungsprojekt mitgearbeitet haben oder indirekt beteiligt waren, Ralf Rothe, Stefan Henke, Holger Matz, Judith Katzmarek, Sylvia und Elisa Hartung und natürlich Frau Schramm für ihre unermüdliche Unterstützung bei den zahlreichen Messungen. Dank auch allen Kollegen und Mitarbeitern der Forschungsgruppe Perimetrie, die mich unterstützt haben.

Gedankt sei den Mitarbeitern der Augenklinik Erfurt GmbH, namentlich Dr.med. H.Liedloff, Dr.med. G.T. Schrader und Frau Klingohr. Dank gebührt ebenso den Mitarbeitern des Institutes für Prozeßmeß- und Sensortechnik für ihre Unterstützung, Univ.-Prof.Dr.-Ing.habil. G. Jäger, Dr.-Ing. G. Büchner, Dr.-Ing. G. Blumröder; Frau Nittel und Frau Wesel vom Dezernat Technik und den Mitarbeitern der Mechanischen und Elektronischen Werkstatt der Fakultät, ohne die manches nicht möglich gewesen wäre. Zu erwähnen sind hier ebenso das Institut für dynamische Materialprüfung in Ulm, Dr. F. Soergel (IdM), Herr Udhart (Fa. Kettenbach) sowie das Schraubenwerk Finsterwalde.

Ich danke meinen Eltern und meiner Mutter für ihre Unterstützung auf dem langen Weg bis zum heutigen Tag. Und nicht zu vergessen, aber namentlich nur schwer aufzuzählen, sind all jene Menschen, die mir mit viel Zeit, Geduld und Verständnis zur Seite standen und Mut gemacht haben, bewußt oder unbewußt, als Freunde, Vertraute und Begleiter. Ihnen ist diese Arbeit gewidmet ebenso wie denen, die ich in dieser Zeit verloren habe.

1. Bedeutung und Zielstellung

1.1. Die klinische Bedeutung der Messung des Augeninnendrucks

Sinneswahrnehmungen spielen im Leben des Menschen eine entscheidende Rolle. Ohne eine Wertung der einzelnen Sinne gegeneinander vornehmen zu wollen, gilt dies wohl in besonderem Maße für den Sehsinn - die Informationsvermittlung erfolgt immer mehr (audio-) visuell. Schwerwiegende Störungen durch Gesichtsfeldausfälle oder Erblindung führen zu gravierenden Einschränkungen in der Lebensqualität. Zweithäufigste Ursache für Erblindungen oder schwerwiegende Gesichtsfeldausfälle bildet in den Industrienationen das unter dem Synonym „Grüner Star“ bekanntgewordene Krankheitsbild des Glaukoms, das in seinen verschiedenen Formen und Ausprägungen fast den Status einer Volkskrankheit, allerdings einer gefährlichen, weil oft lange unbemerkt verlaufenden, einnimmt. Irreversibel geschädigt werden dabei der Sehnerv und die nervösen Strukturen der Netzhaut. Neben systemischen Durchblutungsstörungen muß als wesentlicher Risikofaktor der Druck im Augeninneren (IOP) angesehen werden [MDR, MEDCON, M-WW]. Dabei scheint weniger die primäre Druckwirkung als vielmehr die durch sie bewirkte Verengung der die nervösen Strukturen versorgende Blutgefäße bzw. die durch den IOP bedingte Einschränkung der Autoregulation der Durchblutung ausschlaggebend zu sein, so daß Schädigungen als Folge von Minderversorgung auftreten. Dies erklärt auch, warum nicht jede Erscheinungsform des Glaukoms zwangsläufig mit einem nachweisbar hohen IOP verbunden ist bzw. nicht bei jeder Person mit hohem IOP ein Glaukom auftritt [DRAEGER].

Derzeit werden die Rolle des IOP bei der Ausbildung eines Glaukoms heftig diskutiert und genetische und vaskuläre Faktoren und deren Einfluß auf die Durchblutungssituation des Auges in den Vordergrund gestellt, als spiele der IOP kaum noch eine Rolle. Für die Betrachtung absoluter Augendruckwerte mag dies eine gewisse Berechtigung haben, jedoch darf nicht übersehen werden, daß der für die Durchblutung letztendlich entscheidende Perfusionsdruck die Differenz aus Gefäßdruck (arteriellem Blutdruck) und IOP ist. Dies relativiert zwar die Absolutdruckbetrachtung, nicht aber die Bedeutung der IOP-Messung und -beurteilung, wenn auch diese verstärkt in der Verbindung zur Durchblutung zu sehen ist.

Eine international einheitliche Definition für das Krankheitsbild des Glaukoms existiert bislang noch nicht. Shields und Krieglstein definieren es als eine „Erkrankungsgruppe, deren *gemeinsamer Nenner* ein für eine bleibende Funktion des Sehnervenkopfes zu hoher Augeninnendruck“ ist [SHIELDS]. Der Schwerpunkt liegt dabei auf der Formulierung „gemeinsamer Nenner“, welche die Verkettung mit weiteren Einflußgrößen berücksichtigt und einschließt.

Der Druck im Augeninneren bewirkt in Verbindung mit der Steifigkeit der Augenhüllen die für eine unverzerrte optische Abbildung des Auges erforderliche Formkonstanz und ist keine streng statische Größe. Um ihn aufzubauen, sind die Augenkammern mit Kammerwasser gefüllt, daß sich in einem Gleichgewicht aus Zu- und Abfluß befindet. Die Bulbushüllen sind sehr steif, so daß selbst kleine Änderungen des von ihnen umschlossenen Volumens zu großen Druckschwankungen führen. Der Augeninnendruck (IOP) schwankt tageszeitlich, in Abhängigkeit von der Körperlage im Raum (liegen, stehen) und durch die Puls- und Atemfrequenz [SAMPAOLESI]. Der physiologische Bereich bewegt sich dabei zwischen 15 und 22mmHg [SILBERNAGL]. Anomalien sind möglich. Auf die Morphologie und physiologische Besonderheiten des Auges wird an späterer Stelle ausführlicher eingegangen werden.

Auch wenn die Bedeutung des IOP bei der Entwicklung eines Glaukoms relativ zu sehen ist, so sind erhöhte Werte als pathologisch, zumindest verdächtig, in jedem Fall aber risikoerhöhend anzusehen. Ihre Ursache liegt meist in einer abflußseitigen Störung des Kammerwasserflusses. Ein erhöhter Augeninnendruck verläuft in Bezug auf die Entwicklung eines Glaukoms, abgesehen von akuten Glaukomanfällen mit dramatischen Druckspitzen, im Anfangsstadium und über Jahre hinweg meist beschwerdefrei, bis vom Betroffenen die irreversiblen Schädigungen von Netzhaut und Sehnerv bemerkt werden. In Deutschland sind derzeit zwischen 500000 und einer Million Menschen an einem Glaukom erkrankt und therapiebedürftig. Jeder Zehnte jenseits des 40. Lebensjahres weist einen erhöhten Augeninnendruck auf. Bei etwa 0,5 bis 1% der beim Screening entdeckten Glaukomverdächtigen, bei denen noch kein Gesichtsfeldschaden nachweisbar ist, entwickelt sich pro Jahr tatsächlich eine Erkrankung [KOCH]. Obwohl bei 20 bis 60% der Patienten mit glaukomatösen Sehnerv- und Gesichtsfeldschäden die Augendruckwerte unter 21mmHg liegen [KOCH], verbleiben damit noch zwischen 40% und 80%, bei denen der Augendruck deutlich erhöht ist.

Derzeit ist der IOP der einzig therapeutisch zugängliche Faktor. Nur ein frühzeitiges Erkennen pathologischer Druckverhältnisse (bzw. erster Gesichtsfeldausfälle bei Normaldruck-Glaukom-Patienten) und die Messung des IOP zur Verlaufs- und Therapiekontrolle gewährleisten ein rechtzeitiges Eingreifen zur dauerhaften Drucksenkung und zur Verbesserung der Durchblutungssituation, mit der Schäden begrenzt bzw. vermieden oder längerfristig verzögert werden können.

1.2. Die Problematik der Messung und Zielstellung

Soll der Druck innerhalb eines Systems bestimmt werden, so gelingt dies in meßtechnischer Hinsicht am einfachsten durch Einbringen eines Drucksensors. Diese Methode erfordert ein invasives Vorgehen. Das Auge ist jedoch ein äußerst empfindliches, verletzliches Organ. Angesichts der damit verbundenen Risiken (Verletzungs- und Infektionsgefahr) und des Aufwandes kommt (bis auf wenige Ausnahmen aus medizinischer Indikation) ein solches Verfahren für die klinische Routine (oder Breitenuntersuchungen), die eine große Anzahl von Messungen in kurzer Zeit bei nur geringem Risiko erfordert, nicht in Frage. Eine direkte Messung des Augeninnendrucks ist somit i.a. nicht möglich. Für nichtinvasive Verfahren kommt damit nur die indirekte Bestimmung des IOP über seine Wirkung auf eine Sekundärgröße in Frage (ausführlicher dazu Kapitel 2), mit der er möglichst stark korreliert ist. Diese Korrelation ist jedoch nicht vollständig gegeben. Die Sekundärgröße unterliegt immer auch dem Einfluß von „Fremdfaktoren“, deren Wirkung bei den indirekten Meßprinzipien je nach Verfahren mehr oder weniger stark zu Verfälschungen des Meßergebnisses führt und mitunter schwer zu berücksichtigen oder einzuschätzen sein kann.

Sowohl bei den bisher etablierten und diskontinuierlich messenden berührenden Verfahren als auch den direkten mechanischen Kontakt vermeidenden sogenannten Non-Contact-Verfahren (NCT) wird das Meßergebnis nicht nur vom Innendruck des Auges, sondern u.a. auch maßgeblich vom biomechanischen Verhalten der Kornea in Abhängigkeit von ihrer Dicke bestimmt. Diese ist interindividuellen Schwankungen unterworfen. Während das Verfahren von Goldmann (Kap.2.2.3.) diesen in gewissen Grenzen zu kompensieren vermag, erfordert das wegen seiner Einfachheit immer noch weit verbreitete Prinzip nach Schiötz eine individuelle

Kalibration (Friedenwald'sches Nomogramm). Noch deutlicher sichtbar wird der Einfluß der Korneadicke auf das Meßergebnis bei den aufgrund ihrer unkomplizierten Bedienung immer breiter zum Einsatz kommenden NCT, welche individuell nicht kalibrierbar sind. Dicke Korneae täuschen zu hohe, dünne Korneae zu niedrige Druckwerte vor. Untersuchungen von Graef [GRAEF] kommen zu dem Schluß, daß der erhaltene Meßwert im Mittel um 1mmHg je 0,01mm Dickenabweichung von einer mittleren Korneadicke von 0,51mm zu korrigieren ist. Dies bedeutet aber bei Schwankungen der Korneadicke von nur 0,1mm bereits Verfälschungen des Meßergebnisses um etwa 10mmHg. Dies schränkt die diagnostische Relevanz stark ein und muß als entscheidender Nachteil dieses Verfahrens angesehen werden. Da eine Messung der Hornhautdicke im Rahmen der Bestimmung des Augendruckes nur in sehr seltenen Fällen erfolgt, ist ein Verfahren wünschenswert, welches den Einfluß des biomechanischen Verhaltens der Kornea auf das Meßergebnis des IOP innerhalb eines einzigen Meßprozesses einzuschätzen erlaubt. Dies ermöglicht, den erhaltenen IOP-Meßwert in Abhängigkeit vom Einfluß der Korneaeigenschaften zu korrigieren und dem tatsächlichen Druck im Augeninnern anzunähern. Unter dieser Zielstellung soll der in dieser Arbeit vorgestellte Ansatz auf seine Eignung untersucht werden.

Da es dabei von der Theorie her bekannt ist, daß die Frequenz und die Amplitude, mit der eine volumenumschließende Hülle zum Schwingen angeregt werden kann, über Materialspezifika und die Hüllenspannung mit dem Druck im Innern korrelieren (Kap. 2.1., Laplacegleichung), soll an diesem Punkt angeknüpft werden. Das Auge soll dazu berührungslos kurzzeitig mit ansteigender Kraft verformt werden, wonach eine schnelle Abschaltung der Kraftwirkung erfolgt. Der gesamte Verformungsvorgang sowohl während der Krafteinwirkung als auch nach deren Abschaltung soll gleichfalls berührungslos gemessen und ausgewertet werden.

Schwerpunktmäßig widmen sich diese Arbeiten den Themen der Grundlagenuntersuchung, der Erprobung des Verfahrens im Labor sowie der Entwicklung eines geeigneten künstlichen Meßobjekts.

2. Die Messung des intraokularen Drucks - Ansätze und Verfahren

Für Routineuntersuchungen sind nichtinvasive Verfahren gefordert, die indirekt die Primärgröße Augeninnendruck zuverlässig und eindeutig über die Messung einer Sekundärgröße abbilden. Aufgrund der tageszeitlichen Schwankungen ist eine kontinuierliche Meßwertaufnahme in Verbindung mit einem berührungslos arbeitenden Verfahren ideal. Dies minimiert den Meßaufwand und das Patientenrisiko. Dem steht jedoch entgegen, daß zum derzeitigen Entwicklungsstand die Berührungslosigkeit und Kontinuität innerhalb eines einzigen Verfahrens zwei gegensätzliche, einander ausschließende, Forderungen darstellen, da keine geeignete Sekundärgröße existiert. Obwohl in der Mehrzahl der Fälle eine Augeninnendruckmessung meist nur im Rahmen einer augenärztlichen Konsultation, also ohnehin diskontinuierlich und stichprobenartig, erfolgt, ist die Bedeutung der Bestimmung des IOP und der Amplituden der Druckschwankungen für eine gezielte Glaukomfrüherkennung und Therapieführung nicht zu unterschätzen. Die bislang vorgeschlagenen bzw. realisierten Verfahren lassen sich somit in die Kategorien

- berührend-kontinuierlich
- berührend-diskontinuierlich
- nichtberührend-diskontinuierlich

sowie hinsichtlich des Prinzips in die Untergruppen „statisch“ (Gleichgewichtseinstellungen) und „dynamisch“ (zeitlich-veränderliche Prozesse) eingliedern.

2.1. Anforderungen an ein Meßverfahren und mögliche Sekundärgrößen

Soll ein Verfahren für die tonometrische Messung entwickelt werden, so ergeben sich folgende grundlegende und zu erfüllende Forderungen:

- das Auge darf nicht geschädigt werden,
- niedrige (physische und psychische) Patientenbelastung,
- nur geringe Beeinträchtigung der Augenmotorik,
- Rückwirkungsfreiheit des Meßverfahrens auf die Meßgröße,
- hohe Korrelation von Meßgröße und Meßsignal,
- Lage- und Temperaturunabhängigkeit des Verfahrens
- Reproduzierbarkeit der Meßergebnisse in einem Bereich von 10 bis 60mmHg
(die DIN EN ISO 8612 in der Fassung vom August 2001 erlaubt eine Abweichung von $\pm 5\text{mmHg}$ bzgl. der Werte eines Referenztonometers)

Für die Realisierung in einem Meßgerät muß weiterhin die Eichfähigkeit nach dem Deutschen Eichgesetz gewährleistet sein. Eine Breitenanwendung setzt niedrige Kosten (Herstellung und Betrieb) und Anwenderfreundlichkeit voraus. Für die Diagnostik und Therapieführung, insbesondere für die Erfassung kurzzeitiger Druckspitzen, besitzt die Möglichkeit zur kontinuierlichen Meßwertaufnahme eine große Bedeutung.

Für die indirekte Messung einer Primärgröße sollte diese dabei die einzige Wirkung auf die Sekundärgröße sein, jedoch ist dies in der Praxis oft nicht realisierbar. Der Beweis des eindeutigen Zusammenhangs zwischen Primär- und Sekundärgröße ist aufgrund der interindividuellen Streuungen für jeden einzelnen Menschen nicht führbar, sodaß von den

Ergebnissen eines Stichprobentests auf die Gesamtpopulation geschlossen werden muß [DRAEGER].

Ausgehend vom Bau des Auges kann eine Wirkung des IOP auf drei unterschiedliche physikalische Größen erwartet werden [DRAEGER]: die Krümmung der Kornea oder Sklera; die mechanische Spannung in den Bulbushüllen; die Dichte des Bulbusinhaltes.

Grundlage für die Betrachtung der Krümmung der Kornea oder Sklera bildet die Laplace'sche Beziehung für eine Hohlkugel zwischen der Wandspannung σ , der Wanddicke d und dem inneren Radius r :

$$P_{\text{IOP}} = 2 \cdot d \cdot \frac{\sigma}{r}.$$

In Analogie zum Auge läßt sich diese vereinfacht nach [DRAEGER] durch die Annahme zweier miteinander verbundener Hohlkalotten beschreiben:

$$P = \frac{\sigma_c \cdot d_c}{r_c} = \frac{\sigma_s \cdot d_s}{r_s},$$

jedoch zeigt sich in der Praxis, daß das Auge derart formstabil ist, daß selbst bei hohen Drücken bis 100mmHg keine Änderung des Krümmungsradius festgestellt werden kann [KOSTER].

Die Laplace'sche Gleichung liegt ebenfalls der Betrachtung der mechanischen Spannung in den Bulbushüllen zugrunde. Nach dieser Beziehung ist der intraokulare Druck bei konstantem Verhältnis $\frac{d}{r}$ proportional zur Wandspannung. Problematisch sind die hohe interindividuelle Streuung des Quotienten $\frac{d}{r}$, seine Bestimmung und auch die Messung der Wandspannung. Bisher existieren nur Lösungsansätze.

Die Dichte ρ einer Flüssigkeit steht mit dem in ihr herrschenden Druck P durch den Kompressionsmodul K über die Beziehung $\frac{P}{K} = \frac{\Delta\rho}{\rho}$ in Verbindung. Flüssigkeiten sind jedoch

nur gering kompressibel. Der K-Modul für Wasser beträgt $1,57 \cdot 10^7$ mmHg bzw. $2,09 \cdot 10^9$ Pa. Eine große Änderung der Primärgröße Druck bewirkt somit nur eine geringe Änderung der Dichte als Sekundärgröße welche mittels der Messung der Ultraschallgeschwindigkeit im Auge nach der Formel $c = \sqrt{\frac{K}{\rho}}$ bestimmt werden kann. Am Beispiel verdeutlicht bewirkt eine

Druckerhöhung von 10mmHg also nur eine Erhöhung der Dichte um etwa $6,4 \cdot 10^{-5}\%$ bzw. eine Verringerung der Ultraschallgeschwindigkeit um etwa $3,2 \cdot 10^{-5}\%$. Dieses Verfahren setzt damit eine sehr genaue Geschwindigkeits- bzw. Laufzeitmessung voraus, die nur mit großem Aufwand möglich ist. In der Praxis stehen dem die individuell streuenden Bulbusabmaße und ein nur schwer fixierbares Meßobjekt entgegen, sodaß es für die Allgemein- und Breitendiagnostik nicht geeignet ist [DRAEGER].

2.2. Stand der Technik

2.2.1. Berührende Verfahren

Die in der Tonometrie verwendeten Meßprinzipien bilden den intraokularen Druck auf eine andere Sekundärgröße ab. Genutzt wird dabei als Sekundärgröße die vom intraokularen Druck abhängige Verformung der Sklera oder Kornea bei Einwirkung einer äußeren Kraft (bzw. einer äußeren Druckeinwirkung) unter der Annahme, daß die Bulbushüllen sehr dünn sind und ihre Eigensteifigkeit (Rigidität), die sie der Verformung als Widerstand entgegensetzen, konstant, vernachlässigbar oder zumindest beschreibbar ist. Weiterhin wird Rückwirkungsfreiheit vorausgesetzt. Diese Vereinfachungen sind allerdings real nicht vorhanden und auch interindividuell verschieden, also nicht quantifizierbar. Somit beinhaltet jedes Meßergebnis auch einen mehr oder weniger gut abschätzbaren Meßfehler. Prinzipiell existieren die folgenden Möglichkeiten einer deformierenden Druckapplikation [DRAEGER]:

- die Verformung ändert die vorhandene Krümmung der Oberfläche
- die Verformung führt zu einer Abplattung (Applanation) der Meßoberfläche
- die Verformung führt zu einer Krümmungsumkehr (Indentation, Eindellung) der Meßoberfläche.

Bei statischen Verfahren wird die Einstellung eines Gleichgewichtszustandes zwischen IOP und äußerer Druckwirkung angestrebt und die dafür erforderliche Kraft oder resultierende Verformung bestimmt. Grundsätzlich möglich ist allerdings auch Berücksichtigung der Zeit bis zum Erreichen bestimmter Verformungszustände bzw. die zeitlich periodische Anregung der Augenoberfläche (zeitlich-periodische Verformung) und Erfassung ihrer Bewegungsantwort - in diesem Falle liegt ein dynamisches Verfahren vor.

Berührend-kontinuierliche Verfahren

Berührend kontinuierlich messende Tonometer haben bisher noch keinen Einzug in die breite Praxis gefunden, sind aber eingehend beschrieben worden und werden z.T. für Versuche eingesetzt. Kernstück bildet dabei der meist in Kontaktlinsenform ausgeführte Sekundärgrößenaufnehmer. Der Übersicht halber seien einige Prinzipien auszugsweise erläutert.

Am bekanntesten ist das Prinzip nach Bramm [BRAMM]. Er verwendet eine elastische Silikon-Kontaktlinse, auf deren konkaver Innenseite sich ein Indentationsnippel von etwa 0,5mm Höhe befindet. Auf die Ober- und Unterseite sind jeweils Spulen aufgedampft, die einen passiven Schwingkreis bilden. Je nach IOP ändert sich die Geometrie der Kontaktlinse, somit auch die der Spulenanordnung und damit die Resonanzfrequenz des Aufbaus, die kontaktlos über externe Spulen ermittelt werden kann. Dieses Prinzip besticht durch seinen einfachen und kostengünstigen Aufbau sowie die Lidüberwölbbarkeit und wird bereits für Langzeituntersuchungen und im Tierversuch verwendet.

Das Prinzip von Beale [BEALE] verwendet als Meßwertaufnehmer einen in eine feste Kontaktlinse integrierten Differentialankerwandler, dessen Anker federbelastet als Indentationsstift auf der Innenseite der Linse hervorragt. Je nach IOP taucht dieser unterschiedlich tief in die Spulenanordnung ein, was zu einer IOP-abhängigen Veränderung der Induktivität der Spulen und im Aufbau als Schwingkreis der Resonanzfrequenz führt.

Kursar verwendet in seinem patentierten Aufbau [KURSAR] einen Hydrogelring, dessen Zentrum die Kornea ausspart und der auf der Sklera unter den Augenlidern getragen wird. An einer seitlichen Lasche befindet sich ein Halbleiter-Dehnungssensor mit Indentationnippel sowie eine komplette miniaturisierte Verarbeitungs- und Speichereinheit incl. Stromversorgung. Die Übergabe der Meßwerte an eine Zentraleinheit erfolgt nach Entfernung des Aufbaus von der Augoberfläche. Der gesamte Aufbau gestaltet sich recht kompliziert und ist nur eingeschränkt miniaturisierbar. Vorteilhaft hingegen ist, daß durch die Messung auf der Sklera das Sehen nicht beeinträchtigt wird.

Einen etwas ungewöhnlichen Aufbau in Form einer oberflächenangepaßten Kontaktlinse beschreibt Lee [LEE]. Die Kontaktlinse wird durch den Tränenfilm auf dem Auge gehalten, während sich in ihrem Vorderteil eine mit einem nichtkompressiblen Medium aufpumpbare Applanationsvorrichtung mit bekanntem Endvolumen befindet. Der Augendruck ergibt sich aus dem für die Applanation erforderlichen Druck. Vorzug dieses Prinzips ist der Anschluß an das Applanationsprinzip nach Goldmann, als Nachteil muß jedoch der konstruktive Aufbau, die Notwendigkeit von Versorgungsleitungen und die individuelle Formanpassung eingeschätzt werden.

Morris weicht vom Prinzip der provozierten Verformung ab und schlägt die Platzierung einer Sender-Empfänger-Anordnung auf dem Auge, mit der Oberflächenwellen angeregt werden, vor. Den Schluß auf den IOP vollzieht er durch die Auswertung der Phaseninformation [MORRIS].

Der von Voigt [VOIGT] entwickelte Aufbau besteht aus einer auf einem Trägerring gehaltenen vorgespannten Folie, deren Vorder- und Rückseite als Schwingkreis mit einer Spule bedampft ist. Der Sensor wird wie eine Kontaktlinse auf der Kornea getragen. Durch den Augeninnendruck und die Vorspannung der Folie stellt sich ein neuer, druckabhängiger Krümmungsradius von Sensor und Kornea ein, der sich auf die Resonanzfrequenz des Aufbaus auswirkt.

Petter [PETTER] beschreibt einen Aufbau, der aus einem kleinen, auf der Augoberfläche zu tragenden Magneten besteht. Dieser wird über eine Spule elektromagnetisch zum Schwingen angeregt. Gemessen werden kann hierbei die Resonanzfrequenz wie auch das Ausschlagen des Auges nach Impulsanregung. Eine Integration des Aufbaus in eine Kontaktlinse ist denkbar. Das Versuchsstadium an enukleierten Augen ist noch nicht überschritten, jedoch ist der Einfluß des IOP auf die Schwingfrequenz nachweisbar.

Diese Aufzählung einiger Prinzipien bietet nur einen auszugsweisen Überblick. Derzeit existiert eine ganze Anzahl von Sensoren zur kontinuierlichen kontakttonometrischen Erfassung des Augeninnendrucks. Diese basieren meist auf kontaktlinsenähnlichen Aufbauten, in die die Wandler integriert sind. Sie bieten durch die Lidüberwölbbarkeit den Vorteil einer echten kontinuierlichen Meßwertaufnahme auch während der Schlafphase. Genutzt wird bei den meisten jedoch das Indentationsprinzip. Die Schwierigkeit bei diesem liegt darin, daß die Einsinktiefe des Fühlers nicht nur vom intraokularen Druck, sondern auch maßgeblich von dem Widerstand der Kornea gegen Verformung (Steifigkeit) abhängt. Weiterhin problematisch ist die mangelnde Rückwirkungsfreiheit, da jede längerandauernde Verformung der Kornea oder äußere Druckwirkung zu einer Veränderung der Dynamik des Kammerwasserabflusses führt (Tonografieeffekt). Genau dieser Einfluß ist aber sowohl durch das Meßprinzip als auch durch die geometrische Gestaltung des Meßwertaufnehmers gegeben. Hinzu kommt noch eine weitere Druckerhöhung bei der Überwölbung durch das Augenlid. Weitere Kriterien zum

Einsatz derartiger Sensoren ergeben sich aus der Problematik der Kontaktlinsenverträglichkeit und der Sterilisierbarkeit bei Mehrfachverwendung. Notwendig ist nicht nur eine individuelle geometrische Anpassung an den Patienten, sondern auch eine individuelle Kalibrierung. Ebenso muß das Risiko von Epithelschädigungen der Kornea in Betracht gezogen werden. Trotz der Vielzahl von Ideen oder Ansätzen scheint lediglich das Prinzip von Bramm tatsächlich praxistauglich zu sein und wird dementsprechend, allerdings eingeschränkt, für Langzeituntersuchungen und im Tierversuch verwendet.

Berührend-diskontinuierliche Verfahren

Trotz einer langen Entwicklungsgeschichte haben sich auf dem Gebiet der berührenden Verfahren in der klinischen Anwendung weitgehend nur das Indentationsverfahren nach Schiötz und das Applanationsverfahren nach Goldmann etablieren können. Weiterhin sind Verfahren nach Mackay und Marg (modifiziertes Applanationsprinzip) sowie applanatorische Pneumotonometer nach Langham, insbesondere in den USA, im Einsatz.

Das Indentationsverfahren stellt eine klassische Methode dar. Es nutzt die Abhängigkeit der Eindringtiefe eines kleinen, mit einer bekannten Kraft beaufschlagten Stempels in die Kornea in Abhängigkeit vom intraokularen Druck, die über ein Hebelsystem auf eine Skale abgebildet wird. Der Stempel wirkt dabei auf das Auge mit der Kraft P_T , ihm entgegen wirken der Augeninnendruck P_{IOP} und der durch die Verformung im Auge erzeugte Gegendruck P_G , sodaß im Gleichgewichtsfall gilt: $P_T = P_{IOP} + P_G$ oder auch $P_{IOP} = P_T - P_G$. Der Gegendruck setzt sich aus mehreren Komponenten zusammen. Er wird verstärkt durch die Adhäsionskraft des Tränenfilms. Die Krümmungsumkehr der Kornea bewirkt eine ihm entgegengerichtete Retraktionskomponente. Außerdem kommen Kräfte durch die Verdrängung bzw. Verschiebung des Kammerwassers hinter der Hornhaut zum Einfluß. Der Abflußwiderstand des Kammerwassers aus dem Auge ist dabei so groß, daß er für kurzzeitige Messungen ohne Bedeutung ist. Die auftretenden Probleme und Zusammenhänge sind in [DRAEGER] ausführlich erläutert. Impressionstonometer nach Schiötz sind aufgrund ihrer leichten Handhabbarkeit in der Praxis sehr verbreitet. Die mit ihnen aufgenommenen Meßwerte unterliegen jedoch einem hohen Einfluß der interindividuell stark streuenden Rigidität bzw. Dicke der Hornhaut, sodaß vor jeder Messung eine individuelle Kalibration erforderlich wäre. Friedenwald entwickelte dazu entsprechende Nomogramme. Die dafür erforderlichen Messungen wurden allerdings nur an Präparaten oder enukleierten Augen ermittelt. Deren mechanisches Verhalten in vitro differiert jedoch erheblich von den viskoelastischen Eigenschaften des Gewebes in vivo (worauf in Kap. 5 noch eingegangen wird).

Grundlage für die Applanationsverfahren bildet das Imbert-Ficksche Gesetz, wonach der Druck in einem mit Flüssigkeit gefüllten kugelförmigen Behälter genau dem Druck entspricht, durch den bei äußerer Einwirkung eine bestimmte Oberfläche der Kugel abgeplattet wird. Gültigkeit hat dieser Zusammenhang nur bei einer sehr dünnen Kugelwand, die der Verformung keinen Widerstand entgegensetzt - es wird also angenommen, die Kugelform würde nur durch den Innendruck bewirkt. Diese Annahme ist in der Praxis aber nur sehr eingeschränkt gültig. Verfälschend auf den Meßwert wirken neben der Rigidität der Kornea die Adhäsionskraft des Tränenfilms und der Einfluß der Verschiebung des Flüssigkeitsvolumens des Kammerwassers. Dabei gilt: $P_{IOP} = \frac{F}{A} - \Delta P_V - P_C - P_S$. Der Quotient aus F und A stellt dabei den von außen aufgetragenen Druck, ΔP_V die durch Volumenverschiebung bzw.

Augenverformung während der Messung bewirkte Druckerhöhung, P_C den Widerstand der Kornea gegen die Verformung und P_S die Sogwirkung des Tränenfilms dar.

Die Applanationsverfahren sind mit zwei Namen verbunden: Maklakoff und Goldmann. Die Methode nach Maklakoff stellt ein Ausschlagverfahren dar. Bestimmt wird die Fläche bei der Einstellung des Gleichgewichts zwischen intraokularem Druck und konstanter applanierender Kraft. Neben der Abschätzung des Einflusses der Rigidität und des Tränenfilms stellt die genaue Flächenmessung ein Problem dar, sodaß dieses Verfahren kaum noch zum Einsatz kommt. Das Goldmannverfahren hingegen arbeitet als Kompensationsverfahren. Dabei wird ein Korneaareal definierter Größe durch ein plangeschliffenes Prisma abgeflacht. Die dafür erforderliche Kraft wird vom Untersucher variiert. Die Flächenmessung erfolgt durch Beobachtung des angefärbten und sich um die Kontaktfläche zwischen Prisma und Kornea ausbildenden Tränenfilmrings. Als Maß für den intraokularen Druck dient die zur Applanation einer konstanten Fläche erforderliche Kraft. Damit entfallen die Fehlereinflüsse durch unterschiedlich große Meßflächen, das verdrängte Kammerwasservolumen ist annähernd konstant und der dadurch bewirkte Druckanstieg stellt einen systematischen Fehler dar. Von Vorteil ist, daß sich in einem von Goldmann nach umfangreichen Untersuchungen gefundenen Durchmesserbereich der Applanationsfläche von 3 bis 4mm die Hornhautrigidität und die Adhäsionskraft des Tränenfilms kompensieren. Üblich ist ein Durchmesser von 3,06mm. Mittlerweile sind diese Tonometer so verbessert worden, daß mittels eines Bildteilungssystems die Fläche des Applanationskreises auf 0,03mm genau bestimmt werden kann. Dieser Ablesefehler von maximal 1% verursacht lediglich einen maximalen Fehler von 2% für den Druck. Die zur Applanation erforderliche Kraft kann an einer Einstelltrommel (Goldmann-Tonometer) oder einer im Bildfeld liegenden Skale (Handapplanations-tonometer) abgelesen werden. Die erforderliche Flächengröße ist dann erreicht, wenn sich die Innenkanten des versetzten Tränenringbildes berühren. Die genaue Einstellung der Größe der Applanationsfläche auf den genannten Durchmesser bzw. die Detektion, wenn dieses Kriterium erreicht ist, hängt aber vom Geschick des Untersuchers ab.

Während der Messung wird ein Kammerwasservolumen von typisch 1,5 μ l verdrängt, was aber nach [DRAEGER] trotz steifer Bulbushüllen nur zu einer Druckerhöhung von ungefähr 1mmHg führt. Somit entfallen bei der eingangs erwähnten Gleichung die Komponenten ΔP_V ,

P_C und P_S und es gilt $P_{IOP} = \frac{F}{A}$.

Die Tonometer von Goldmann und ihre Weiterentwicklungen von Daeger gelten heute als Standard für die klinische Prüfung neu entwickelter Tonometer und Tonometrieverfahren. Problematisch bleibt der subjektive Fehler beim Flächenabgleich.

Betrachtet man die Entwicklungstendenz, hat diese für die Verfahren nach Schiötz und Goldmann wohl eine Sättigung erreicht. Ein interessanter Weg zur Erweiterung, wenngleich auch mit dem Schwerpunkt der Diagnosestellung bei bestimmten Hornhauterkrankungen, wird vom Institut für dynamische Materialprüfung (IdM) und der Universität in Ulm beschritten. Das Meßköpfchen eines Goldmann-Tonometers ist dabei mit einem Scherschwinger verbunden. Während der applanatorischen Messung werden Scherschwingungen in die Kornea eingekoppelt. Der Ansatz ist in [SOERGEL] beschrieben und ermöglicht, Aussagen über den Schermodul der Kornea zu gewinnen. Der Schermodul gestattet Rückschlüsse auf die Struktur und den Zustand der Kornea.

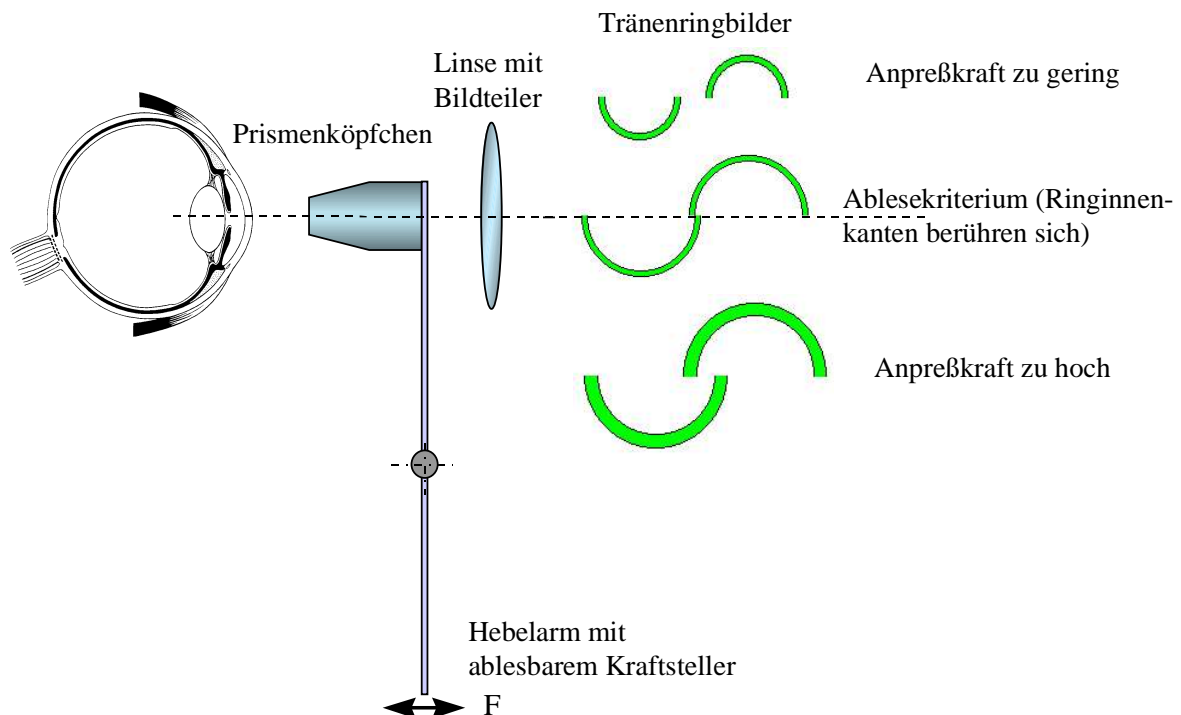


Abb. 2.2.1: Prinzip des Applanationstonometers nach Goldmann (nach [DRAEGER])

Ebenfalls zu erwähnen sind die auf dem Goldmannschen Prinzip basierenden Selbsttonometer nach Daeger [DRAEGER], die noch nicht sehr verbreitet sind. Sie ermöglichen nicht nur eine Selbstmessung des IOP, sondern minimieren durch die Bestimmung der Fläche mittels Totalreflektion am Meßköpfchen auch den Fehler bei der Flächenmessung. Dazu wird die plangeschliffene Fläche eines prismenförmigen Meßköpfchens rückseitig mit Licht unter dem Winkel der Totalreflektion beleuchtet und die reflektierte Lichtmenge in Abhängigkeit von der Kontaktfläche zur Kornea durch einen Detektor bestimmt. Für den Meßvorgang erfolgt der Prismenvorschub durch motorischen Antrieb mit Umkehr der Bewegungsrichtung bei Erreichen einer bestimmten Applanationsfläche. Mit zunehmendem Kontakt mit dem Auge wird im Bereich der Applanationsfläche zunehmend die Strahlung ins Auge hinein gebrochen und somit eine Abnahme der totalreflektierten Lichtmenge registriert. Jedem Strahlungswert kann somit eine Flächengröße zugeordnet werden.

Gemessen werden Kraft-Flächen-Wertepaare in einem Flächenbereich von 3-4mm Durchmesser, aus denen der IOP berechnet wird. Sowohl hinsichtlich der Sogwirkung auf das Meßköpfchen als auch hinsichtlich der Verfälschung der Flächenmessung müßte theoretisch vor Beginn jeder Messung eine Bestimmung der Tränenmenge unter dem Meßprisma erfolgen- die sogenannte „Null-Applanations-Messung“ ist technisch jedoch schwierig zu lösen. Der Einfachheit halber wird die Tränenmenge deshalb als konstant und ihr Anteil an der gemessenen Fläche ebenfalls als konstant ($0,25 \text{ mm}^2$, [DAEGER]) angenommen. Unter realen Bedingungen und im klinischen Einsatz könnte dies aber eine Fehlerquelle darstellen.

Ein ebenfalls auf der Aufnahme von Kraft-Flächen-Meßwertpaaren beruhendes Verfahren beschreibt Eklund [EKLUND] und bezeichnet es als Applanation-Resonator-Sensor-Tonometer (ARS). Die Kraftmessung erfolgt über einen Kraftsensor, die Kontaktfläche wird mit dem schwingenden Meßköpfchens ermittelt. Eine Erprobung erfolgte bisher nur an enukleierten Schweineaugen und ohne Goldmann-Referenz.

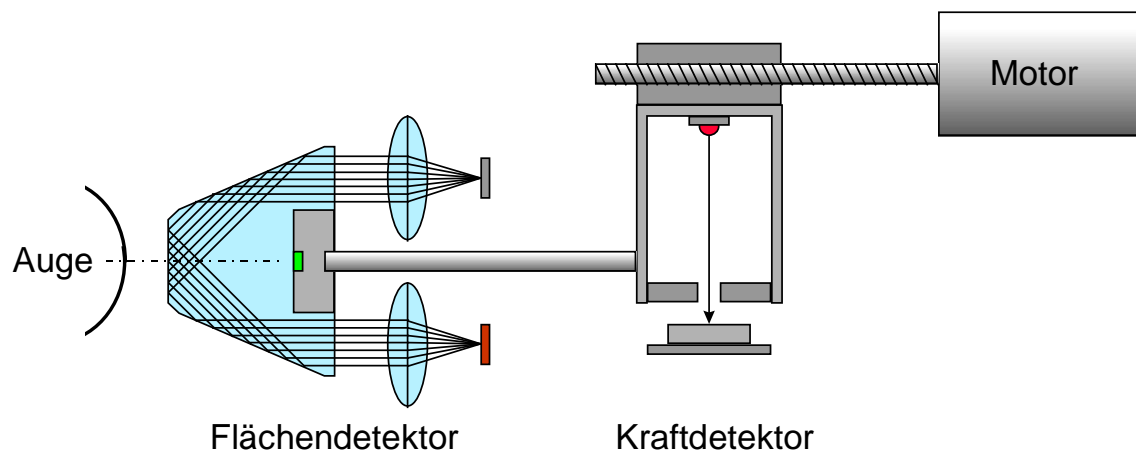


Abb. 2.2.2: Prinzip des Selbsttonometers Ocuton (nach [DRAEGER])

In der klinischen Routine etabliert sind ebenfalls Verfahren ohne exakte Flächenbestimmung, die hier nur kurz besprochen werden sollen.

Beim Verfahren nach Mackay und Marg ragt aus einer Tonometergrundplatte ein kleiner, mit einer Differentialankerwandlernordnung verbundener, Stempel mit einem Durchmesser von 1,5mm um 5µm hervor. Diese Meßfläche wird mit einer austauschbaren, sterilen Membran überzogen. Bei Berührung mit der Kornea wird der Stempel in Abhängigkeit vom IOP ins Spuleninnere verschoben. Aufgrund seiner einfachen Handhabung und seiner kompakten gerätetechnischen Umsetzung im Kugelschreiberformat erfreut sich diese Verfahren vor allem in den USA sehr großer Beliebtheit. Nicht kompensiert werden allerdings die in ihrer Ausprägung schwankenden Einflüsse von Tränenzug und Korneasteifigkeit.

Kernstück des pneumotonometrischen Prinzips nach Langham bildet der Meßwandler. Mittels eines Luftstroms über eine Kunststoffmembran wird die Kornea applaniert. Der durch die Abflachung entstehende Staudruck bildet ein Maß für den IOP. Eine Kompensierung von Tränenfilmwirkung und Hornhautsteifigkeit erfolgt nicht. Ausführlicher ist dieses Prinzip in [DRAEGER] erläutert.

Etwas kurios erscheinend, aber dennoch zu erwähnen ist das ballistische Tonometer von Vogelsang [VOGELSANG]. Es nutzt zur Gewinnung einer Aussage über den IOP die Rücksprunghöhe einer kleinen, aus definierter Höhe auf das Auge fallenden Kugel (Masse<1g). Konstruktiv ist es als Röhrchen ausgeführt, dessen auf das Auge zu setzende Applikationsseite mit einer dünnen Gummimembran verschlossen ist und in dessen anderem Ende sich das arretierte, ausklinkbare Kügelchen befindet. Der Aufbau setzte eine senkrechte Gebrauchslage voraus. Schwer zu vermeidende Abweichungen davon führen zu Reibungen der Kugel an der Röhrchenwandung. Ebenfalls problematisch bleibt der Sachverhalt, daß die Meßgröße nicht nur den IOP, sondern auch die Hüllenspannung des Auges repräsentiert. Letztlich hat dieses Tonometer keine Bedeutung für die Messung des IOP erlangt.

Auf der psycho-physiologischen Grundlage der Induzierung einer Lichtwahrnehmung durch mechanischen Reiz (Druck von außen auf das Auge) basiert das noch recht neue Pressure-Phosphene-Tonometer von Fresco (FPPT) [MOSTER]. Es besteht aus einem kugelschreibergroßen Aufbau, an dessen Vorderseite sich ein federbelasteter Kolben befindet. Dieser wird auf das Auge durch das geschlossene Augenlid aufgesetzt und die Federkraft solange erhöht, bis eine induzierte Lichterscheinung wahrgenommen wird. Nach Entfernung

des Gerätes kann die dazu erforderliche Kraft abgelesen und mittels der Kolbenquerschnittsfläche in einen Druckwert umgerechnet werden. Das Tonometer erfordert eine individuelle Kalibration. Wesentlicher Vorteil des Gerätes ist die Möglichkeit der Selbsttonometrie und der Verzicht auf Anästhetika. Es ist jedoch zu vermuten, daß die Schwelle zur Reizwahrnehmung nicht nur vom IOP, sondern auch vom veränderlichen psychophysiologischen Patientengesamtzustand (Konzentration, Müdigkeit,...) abhängen wird. Eine genaue Überwachung des Augendrucks und die Erfassung geringer, aber diagnostisch dennoch wichtiger Schwankungen ist somit nicht möglich. Mittlerweile sind Geräte in Stiftform unter dem Namen Proview Eye Pressure Monitor (PPPT) bereits handelsüblich, klinische Studien jedoch fallen ernüchternd aus und zeigen Abweichungen des PPPT zum GAT von mehr als 10mmHg [DANESH-MEYER].

Allen bisher genannten Verfahren (mit Ausnahme des FPPT) ist gemeinsam, daß sie eine Anästhesierung der Kornea verlangen und ein unvermeidbares Restrisiko an Verletzungs- und Infektionsgefahr bergen. Für ihre Anwendung ist (außer beim Selbsttonometer) entsprechend geschultes Personal erforderlich. Mit Ausnahme des Goldmann-Verfahrens erfolgt eine Kompensation oder zumindest Abschätzung des Einflusses von Tränenadhäsion und Korneadiecke/-steifigkeit auf das Meßergebnis nicht. Zumindest dieser Sachverhalt ist von entscheidender Bedeutung, da bis auf wenige Ausnahmen eine Bestimmung der Korneadiecke für Breiten- oder Routineuntersuchungen in der augenärztlichen Praxis meist nicht durchgeführt wird. Vorteilhaft ist die verhältnismäßig unkomplizierte und unaufwendige Anwendung gegenüber den kontinuierlichen Verfahren.

2.2.2. Verfahren ohne direkten mechanischen Kontakt

Um das mit einem direkten mechanischen Kontakt mit der Kornea verbundene Verletzungs- und Infektionsrisiko zu minimieren, auf eine Anästhesierung der Kornea und für die Messung erforderliches hochqualifiziertes Personal verzichten zu können, tendiert die Entwicklung der Gerätetechnik in die Richtung einfach zu bedienender, für Breitenuntersuchungen einsetzbarer Geräte, die einen direkten Kontakt zum Auge vermeiden - den sogenannten Non-Contact-Tonometern. Ehe diese in der Praxis bereits etablierte Gerätegruppe erläutert wird, soll auf einige andere, ebenfalls den direkten mechanischen Kontakt zum Auge vermeidende, Verfahrensansätze eingegangen werden.

Mit dem Innendruck des Auges korrelierende, berührungslos abtastbare Sekundärgrößen sind zumeist für die Praxis nicht geeignet und oft nur von theoretischen Interesse. Dementsprechend gering ist auch die Zahl der tatsächlich berührungslos arbeitenden, bislang diskutierten Möglichkeiten.

Spahn schlägt vor, das Auge mit modulierter infraroter Strahlung zu beleuchten und seine Reaktion (veränderte Wärmeabstrahlung oder thermisch induzierte Brechungsindexänderung) darauf mit einem Detektor zu erfassen [SPAHN]. Eine Aussage über den Augeninnendruck soll sich aus der Kurvenanalyse des Modulationsspektrums ergeben. Inwiefern dieses Prinzip auf Basis des Photoakustischen Effekts sich überhaupt auf biologisches Gewebe übertragen läßt, welche Strahlungsleistungen erforderlich sind und welche Schädigungsgrenzen für Gewebe beachtet werden müssen, bleibt offen. Eine praktische Umsetzung zur Messung des IOP ist bisher nicht erfolgt.

Der Weg der indirekten Bestimmung des IOP aus den akustischen Eigenschaften des Auges wird an der Universität Karlsruhe verfolgt [DRESCHER1998, HEY]. Dazu wird das Auge mit

Schallwellen zu minimalen Schwingungen angeregt und die Verschiebung der Eigenresonanz in Abhängigkeit vom IOP bestimmt. Die Schwingungsaufnahme erfolgt durch ein Laserinterferometer. Die Arbeiten zu diesem Verfahren wurden erstmals 1998 publiziert.

Hamelink und Cloud beschreiben in ihrer Veröffentlichung bereits 1979 ein ähnliches, mit konstanter Anregungsfrequenz arbeitendes Verfahren und erfassen die druckabhängige Schwingungsamplitude des Auges mittels Laserdopplerverfahren [HAMELINK].

Hsiung Hsiu beschreibt in seinem Patent ein „High Frequency Non Contact Tonometer“ und nutzt zur Anregung von Oberflächenverformungen der Kornea amplitudenmodulierten Ultraschall. Aus dem Signal des reflektierten Schalls extrahiert er eine Aussage über den IOP [HSIUNG HSIU].

Massie schlägt als neuartige Lösung die Anwendung des Strahlungsdrucks von Ultraschall zur Verformung vor, erläutert auf dieser Grundlage eine ganze Reihe von Möglichkeiten der dynamischen Verformung der Kornea und nutzt Ultraschall auch zur Meßwertgewinnung [MASSIE]. Der Kern dieses Verfahrens soll später in dieser Arbeit noch aufgegriffen werden. Massie äußert immerhin konkrete Vorstellungen über die erforderliche Ultraschalleistung in Luft. Da dabei eine hohe Rückreflektion im Transducer erfolgt, muß deren Erzeugung als problematisch angesehen werden. Obwohl das Prinzip plausibel erläutert ist, ist eine entsprechende Umsetzung in eine gerätetechnische Lösung noch nicht bekannt geworden.

Einzuschätzen ist, daß die Mehrzahl dieser, sich von den nachfolgend noch zu erwähnenden klassischen Meßprinzipien der Non-Contact-Tonometer unterscheidenden Ansätze nur theoretisch (Spahn, Massie, Hsiu) formuliert sind, ohne daß ausreichende Untersuchungen zur technischen Realisierbarkeit und insbesondere einem möglichen Einsatz am Auge und zur IOP-Messung vorliegen. Dies spiegelt sich darin wieder, daß noch keine gerätetechnische Lösung wirklich verfügbar ist, die sich als praxistauglich erweist. Bei den noch in Entwicklung befindlichen Ansätzen bleibt dies abzuwarten (z.B.[DRESCHER 1998]). Zudem steht immer nur die Gewinnung eines Augendruckwertes im Vordergrund, ohne daß die die Messung (und das Meßergebnis) gleichfalls beeinflussenden biomechanischen Eigenschaften der Kornea berücksichtigt werden.

Eine breite Anwendung hat jedoch ein Verfahren gefunden, das unter dem Begriff „Non-Contact-Tonometrie“ bekannt ist. Als Non-Contact-Tonometer werden dabei jene Geräte bezeichnet, bei denen die äußere Kraftwirkung durch einen auf das Auge wirkenden Fluidstrahl (Luft) appliziert wird. Derzeit existiert dazu eine wahre Flut von Patentanmeldungen (überwiegend aus Japan), die sich jedoch auf Details beschränken, keine wirkliche Innovation bedeuten und alle auf einem ihnen zugrunde liegenden, gemeinsamen Prinzip basieren. Eingegangen werden soll darum auch nur auf das Ursprungsprinzip.

Die Non-Contact-Tonometrie beruht auf einer Entwicklung von Grolman, der bereits 1972 sein NCT 1, ein Luftstoßtonometer, vorstellte [GROLMAN 1972]. Die Bezeichnung Non-Contact-Tonometrie (NCT) ist also genaugenommen falsch, denn vermieden wird lediglich der direkte mechanische Kontakt zwischen dem Meßinstrument und dem Meßobjekt. Non-Contact-Verfahren basieren darauf, daß unter definierten und reproduzierbaren geometrischen Verhältnissen ein Luftstrahl (mit ebenfalls reproduzierbarem zeitlichen Verlauf) auf die Hornhaut des auf eine Testmarke fixierten Auges trifft und die Kornea entsprechend verformt. Die Düse befindet sich dabei etwa 11mm vor dem Korneapol. Eine exakte Positionierung ist dann gegeben, wenn verschiedene, auf die Kornea projizierte Testmarken zur Deckung gebracht werden. Die Auslösung des Luftimpulses kann automatisch oder manuell erfolgen.

Für reproduzierbare Messungen sind dabei eine konstante Form des Luftpulses (zeitlicher Verlauf) und eine exakte Detektierung des Zeitpunktes der Applanation (oder einer bestimmten Oberflächenverformung) notwendig. Letzteres erfolgt meist über optische Strahlablenkungssysteme. Das Maß für den Augeninnendruck ist dann die Zeit bis zum Erreichen der Applanation oder der Druck im Druckerzeugungssystem zum Applanationszeitpunkt. Die Größe der Fläche und die Verdrängung des Kammerwassers sind dabei lt. [DRAEGER] vernachlässigbar, ebenso tritt aufgrund der kurzen Meßzeit auch kein Tonografieeffekt (vergl. Kapitel 3.2.2) auf.

Im Gegensatz zu den statischen Verfahren der klassischen Tonometrie (Schiötz, Goldman, Maklakoff), die auf einer Gleichgewichtseinstellung der Kräfte basieren, stellen N-C-Verfahren eine dynamische Methode dar. Genutzt wird der Zusammenhang, daß für eine Applanation der Kornea ein bestimmtes Kammerwasservolumen V in einer bestimmten Zeit Δt verdrängt werden muß. Der Fluß $\frac{\Delta V}{\Delta t}$ ist dabei proportional zur Druckdifferenz auf beiden Seiten der Kornea. Der auf das Auge treffende Luftstrahl erzeugt dabei in Abhängigkeit von seiner Geschwindigkeit einen Staudruck $P_{st} = \frac{\rho}{2} \cdot c^2$ mit ρ als Dichte der Luft und c als Strömungsgeschwindigkeit. Je nach Instrument kann c im Strahlzentrum Werte von 300 bis 400 km/h erreichen [DRAEGER]. Den Proportionalitätsfaktor zwischen Staudruck und Augeninnendruck bildet dabei ein Widerstandswert, der alle Verluste einbezieht (Verwirbelung der Tränenflüssigkeit, Verbiegung der Hornhaut, Verschiebung des Kammerwassers). Für die Frage, wie schnell sich die Augenhüllen dehnen lassen, spielen Trägheitskräfte eine Rolle. Angenommen wird dabei, daß die interindividuelle Streuung des Widerstandes vernachlässigbar und er als konstante Größe zu behandeln ist. Unter der Voraussetzung, daß der Proportionalitätsfaktor R_T konstant ist, wird somit eine allgemeine Kalibration möglich. Für die Non-Contact-Tonometrie gilt dann analog dem Ohmschen Gesetz $\frac{\Delta V}{\Delta t} = R_T \cdot (P_{st} - P_{IOP})$ [DRAEGER]. Der alle Einflüsse (auch den der Biomechanik der Kornea) umfassende Proportionalitätsfaktor R_T wird als Trägheitswiderstand bezeichnet. Die Meßgröße bildet die Zeit bis zur Applanation. Diese liegt im Millisekundenbereich und erfaßt somit auch alle atmungs- und pulsbedingten Schwankungen, so daß in der Praxis meist die Ergebnisse aus 3 bis 4 Folgemessungen gemittelt werden. Da durch die kurze Meßzeit ein Tonografieeffekt (vergl. Kapitel 3.2.2.) vermieden wird, sind mehrere Messungen hintereinander möglich.

Non-Contact-Tonometer verschiedener Hersteller sind bereits in der klinischen Routine eingeführt. Ihre Bedienung ist einfach und erfordert weder speziell geschultes medizinisches Personal noch eine Korneaanästhesierung. Draeger [DRAEGER] konnte sogar nachweisen, daß dünne, weiche Kontaktlinsen mit einer zentralen Dicke unter 0,15mm ohne Einfluß auf das Meßergebnis im Auge belassen werden können. Hier könnte sich eine Perspektive für geschädigte, frisch operierte oder stark verformte Korneae eröffnen.

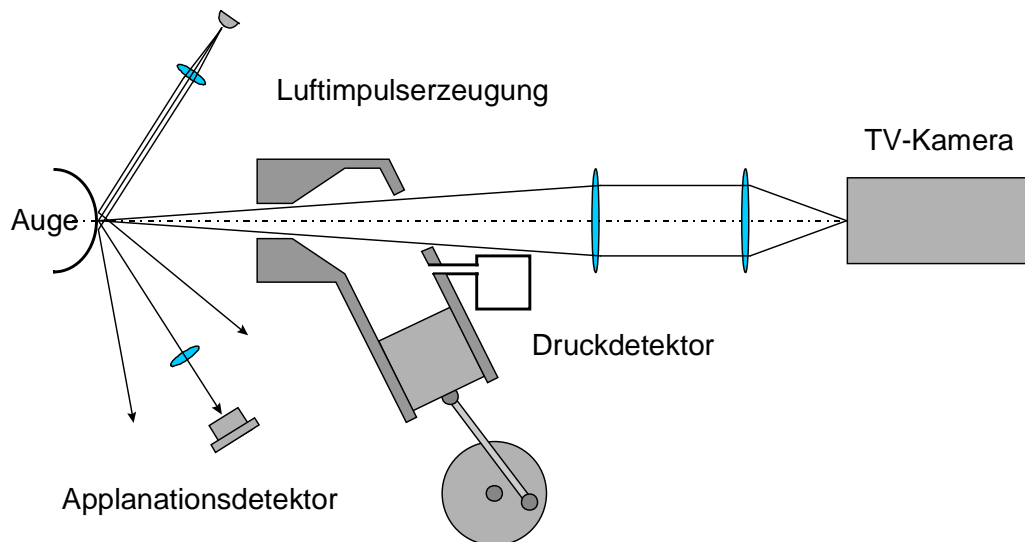


Abb.2.2.3: Prinzip eines Non-Contact-Tonometers nach Grolman (nach [DRAEGER])

Zwar ist durch die Vermeidung des direkten mechanischen Kontakts zur Kornea das Risiko der Verletzung und Keimübertragung minimiert, jedoch wird der relativ starke Preßluftstrahl als unangenehm empfunden, bläst Luft unter die Augenlider und führt zur Versprühung von Tränenflüssigkeit. Kritisch anzumerken ist die hohe Meßwertstreuung. Einerseits kommen hier verfahrensbedingt durch die kurzzeitige Messung die pulsatorischen und atmungsbedingten IOP-Schwankungen zum Tragen, andererseits konnten Meßwertstreuungen auch an nichtbiologischen Meßobjekten festgestellt werden (CT20D; Testkalotten und Augenphantom), sodaß weitere Ursachen in der Applanationdetektion (Elektronik, Optik), Drucklufterzeugung, -leitung und Systemdruckbestimmung vermutet werden können. Als maßgeblicher Nachteil bei diesem Prinzip muß der bereits erwähnte hohe Einfluß der (interindividuell verschiedenen) Korneadicke auf das Meßergebnis angesehen werden [GRAEF].

Ein interessanter, die NCT erweiternder Ansatz wird dazu vom Begründer der Verfahrensklasse selbst, Grolman, in einer Patentschrift [GROLMAN 1994], vorgestellt, indem vor der Druckmessung die Hornhautdicke bestimmt wird. Grolman projiziert dafür ein Lichtbündel auf die Kornea, das an der Vorder- und Rückseite der Kornea reflektiert und auf eine CCD-Zeile abgebildet wird. Aus der bekannten Geometrie des Aufbaus und der Intensitätsverteilung auf der CCD-Zeile läßt sich bei bekannten Winkelverhältnissen die Dicke der Kornea berechnen und in den Meßwert einbeziehen. Die Unsicherheit dieser Verfahrens beruht jedoch darauf, daß die Intensitätsverteilung nicht nur abhängig von der Dicke der Kornea, sondern auch vom Krümmungsradius der Vorder- und Rückseite ist. Über den Stand der Forschung mit einem solchen Aufbau können noch keine Angaben gemacht werden. Eine Umsetzung in ein auf dem Markt befindliches Gerät ist bisher nicht bekannt geworden.

Obwohl sich Non-Contact-Tonometer in der Praxis etabliert haben, konnten sie die Klasse der berührend arbeitenden Tonometer nicht verdrängen. Die jeweils bevorzugten Einsatzgebiete hängen dabei von der klinischen Fragestellung ab.

3. Das neue Verfahren - Ableitung der technischen Anforderungen

3.1. Grundlagen, Anforderungen und Bedingungen

Um das Tagesdruckprofil eines Patienten zur erfolgreichen Diagnostik und Therapie erfassen zu können, ist eine kontinuierliche oder zumindest quasikontinuierliche Aufnahme in engem Zeitraster wünschenswert. Angestrebt wird dabei die Selbsttonometrie des Patienten. Alle bisher genannten Verfahren und Prinzipien arbeiten jedoch diskontinuierlich, die Kontakttonometer dabei direkt berührend. Meßverfahren auf Basis von Kontaktlinsen, die über lange Zeiträume auf der Kornea verbleiben können, befinden sich noch im Versuchsstadium. Non-Contact-Tonometer berücksichtigen nur unzureichend jene individuell streuenden, das mechanische Verhalten des Auges beeinflussenden Parameter. Obwohl Selbsttonometer inzwischen bis zur Marktreife entwickelt worden sind, sind sie noch nicht weit verbreitet.

Die beiden großen Verfahrensgruppen der diskontinuierlichen Kontakt- und der Non-Contact-Tonometrie nutzen als Meßgröße die Verformung der Kornea bei Applikation einer äußeren Kraft- bzw. Druckeinwirkung. Die diesen Verfahren zugrunde liegenden Überlegungen, Annahmen und Gesetzmäßigkeiten wurden in Kapitel 2 eingehend erläutert. Bereits erwähnt wurde die zunehmende Bedeutung der NCT mit ihren Vorzügen und Problemen. Bei dem vorgestellten und untersuchten Meßverfahren soll darum auf der Basis der NCT versucht werden, die mechanischen Parameter der Kornea, die ebenfalls zum IOP auch in das Meßergebnis der konventionellen NCT eingehen, in ihrer Wirkung zu berücksichtigen. Dazu soll die Kornea unter Einwirkung eines äußeren, zeitlich ansteigenden und anschließend schlagartig abgeschalteten Drucks (z.B. durch einen Luftimpuls) verformt und die gesamte Verformung incl. des Ausschwingvorganges berührungslos erfaßt und ausgewertet werden. Ausgegangen wird dabei von der Überlegung, daß Augeninnendruck und Korneasteifigkeit nicht nur den Verformungsprozeß, sondern auch den Rückkehrprozeß der Kornea nach Abschaltung der externen Druckeinwirkung beeinflussen. Unter der Voraussetzung, daß diese beiden Prozesse voneinander unabhängig sind, wären somit auch die beiden Einflußgrößen getrennt erfaßbar. Dies setzt allerdings voraus, daß die äußere Druckeinwirkung in ihren Parametern definiert und reproduzierbar ist und in sehr kurzer Zeit abgeschaltet werden kann, um ein von äußeren Kräften freies Zurückkehren der Kornea in ihre Ausgangslage zu ermöglichen, und daß der gesamte zeitliche Verlauf der Korneabewegung bzw. -verformung quantitativ erfaßt wird. Zur Diskussion stehen für die Verformung dabei einerseits die Anwendung eines Luftimpulses ähnlich der klassischen NCT und andererseits die Nutzung des Strahlungsdrucks von fokussiertem Luft-Ultraschall. Zur quantitativen Erfassung der Korneabewegung soll ein Michelson-Laserinterferometer Verwendung finden. Da in der sehr frühen Phase der Entwicklung Messungen am lebenden Objekt nicht möglich sind, ergibt sich als begleitende Aufgabe die Entwicklung eines Phantoms, das in seinem mechanischen Verhalten die Verhältnisse am Auge möglichst gut widerspiegelt.

Der Meßvorgang gliedert sich damit in 2 Abschnitte:

- Verformung der Kornea mit einem linear ansteigenden äußeren Druck und Messung des zeitlichen Verformungsverlaufs, der von Augeninnendruck und mechanischen Eigenschaften der Kornea abhängt
- Abschalten der Druckwirkung und Messen des Ausschwingens der Kornea, das wiederum von IOP und mechanischem Verhalten der Augenhornhaut bestimmt wird.

Teilaufgabe	Realisierung	Anforderungen
Äußere Druckapplikation	Ultraschall-Strahlungsdruck Luftimpuls	-reproduzierbare Erzeugung -ausreichende Amplitude -linearer Verlauf -schnell abschaltbar
Messung der Kornea- bewegung	Michelson- Laserinterferometer	-augensichere Laserleistung -Dynamik -Funktion an gekrümmten, schlecht reflektierenden Flächen -leichte Flächenverkipfung tolerierbar
künstliches Meßobjekt	Augenphantom	-Innendruck einstellbar -Kunststoffoberfläche -Geometrie und mechanisches Verhalten ähnlich dem menschlichen Auge -Möglichkeit der Ankopplung von kommerziellen Tonomern (Referenzmessungen)
Auswertung /Erprobung		

Tab. 3.1.1: Teilaufgaben und Schwerpunkte

Er beginnt mit dem Auslösen der äußeren Druckwirkung. Gemessen wird dabei die gesamte zeitliche Verformung der Kornea (Auslenkung des Korneapols aus der Ruhelage) während des Anstiegs des Stau- bzw. Strahlungsdruckes sowie über den Abschaltzeitpunkt hinaus bis zum Abklingen des Ausschwingvorganges. Das Ziel besteht dabei in der Untersuchung der Korrektur des Einflusses der individuell streuenden mechanischen Eigenschaften der Kornea auf den Meßwert des IOP bzw. Gewinnung mehrerer IOP-Werte aus unterschiedlichen Informationen des Meßvorgangs und dem Vergleich dieser.

In Hinsicht der geplanten Untersuchung zur Anwendung in der Tonometrie ist eine einmalige Messung des IOP nur von geringem Interesse, da dieser tageszeitlichen bzw. auch krankheitsbildbedingten Schwankungen unterworfen ist. Da der Augendruck sich jedoch nicht sprunghaft ändert, wird eine aus augenärztlicher Sicht gewünschte kontinuierliche Meßwertaufnahme durch Wiederholung der Messung in engem zeitlichen Raster erreicht. Die Empfehlungen zur Wiederholungszeit schwanken allerdings je nach Experten zwischen einer Stunde und aller 15 Minuten. Für die weiteren Betrachtungen wurde das folgende Meßregime mit 7,5 Minuten Zeitbasis zugrunde gelegt.

Dauer einer Einzelmessung	<250ms (begrenzt durch Lidschlußreflex)
Prinzip für einen Meßvorgang	4 Einzelmessungen (möglichst innerhalb einer Blutpulsperiode) und Mittelwertbildung
Expositionszeit für Laserstrahlung je Meßvorgang/ Dauer eines Meßvorgangs	1s (angenommen) bzw. 10s
Aufnahme-Zeitraaster für Tagesdruckprofil	1 Meßvorgang aller 7,5min
Zeitraum für Tagesdruckprofil	16h (nur 8h für Lasersicherheit definiert)

Tab.3.1.2: Meßregime

Angenommen wurde dabei vereinfachend, daß das Laserinterferometer über den Zeitraum des gesamten Meßvorganges, also über vier aufeinander in kurzer Zeit folgende Einzelmessungen, in Betrieb ist. Realistisch erscheint dafür eine Zeitdauer von 10s, die Angabe mit 1s ist eher von theoretischem Interesse, da sehr wahrscheinlich ist, daß nach jeder Einzelmessung das Auge neu fixieren muß. Eine Messung nach diesem Prinzip setzt ein während der Meßphase geöffnetes Auge voraus, womit die Aufnahme eines Tagesdruckprofils auf die Wachphase beschränkt bleibt. Diese wird mit 16h angenommen, wobei insbesondere für die Betrachtungen zur Augensicherheit bei Laserexposition zu beachten ist, daß in den Sicherheitsvorschriften eine Exposition nur für maximal 8h definiert ist (Dauer eines Arbeitstages).

3.2. Das Auge als Objekt der Messung

3.2.1. Bau des Auges

Das Auge bildet das eigentliche Objekt der Messung und stellt ein hochkomplexes und sehr empfindliches Organ dar. Sein schematischer Aufbau ist in Abb.3.2.1 dargestellt.

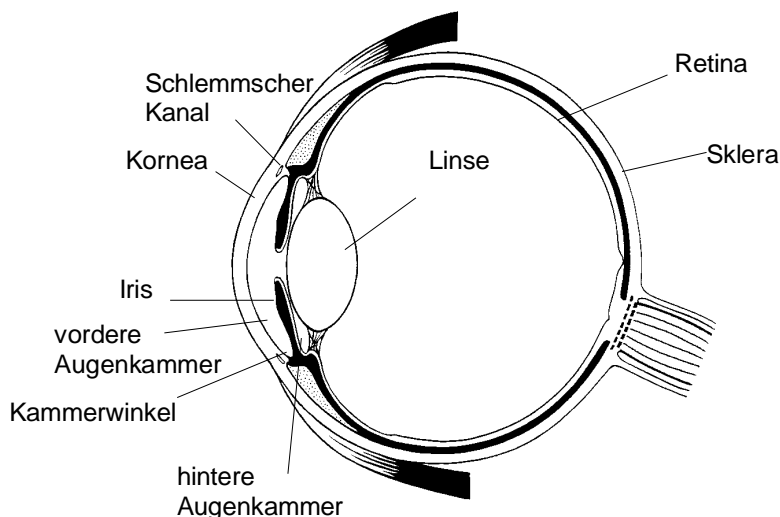


Abb.3.2.1: Bau des Auges (schematisch)

Der optische Apparat des Auges wird von der tränenüberspülten Kornea, der vorderen Augenkammer, der Linse, der hinteren Augenkammer, dem Glaskörper und der Netzhaut mit den für die Reizverarbeitung zuständigen Stäbchen und Zapfen gebildet.

Der Tränenfilm besteht aus drei Schichten. An eine unmittelbar auf der Kornea befindliche 0,2µm dicke Muzinschicht folgt eine 6 bis 10µm starke wässrige Schicht, die als Schutz vor Austrocknung von einer 0,1µm starken Lipidschicht überzogen ist. Die im Mittel ungefähr 520µm dicke Kornea ist lichtmikroskopisch aus 5 Schichten aufgebaut, deren Einzelkomponenten gut erforscht sind. Trotz einer hohen Anzahl von Eingriffen, mitunter auch ohne zwingende medizinische Indikation (z.B. Refraktionskorrektur des Auges durch Laserchirurgie trotz bestehender Möglichkeit der Korrektur durch optische Hilfsmittel), sind die mechanischen und biochemischen Wechselwirkungen untereinander noch weitgehend unbekannt [SOERGEL]. Das vordere Hornhautepithel besteht aus etwa 5 bis 8 Zellagen mit einer Gesamtdicke von 30 bis 50µm. Es ist reichlich mit Nerven versorgt und heilt bei Verletzung ohne Narbenbildung ab. Es trägt mit Hilfe der Tränenflüssigkeit zur Entquellung des Stromas bei und sorgt damit für die Transparenz. Die innerste 1µm starke Basalmembran ist sehr fest mit der anschließenden Schicht, der Bowmanschen Zone, verbunden. Diese 10 µm -

Schicht besteht auf ihrer Außenseite aus ungeordneten Fibrillen, denen sich in der Mitte Fibrillen in Bündeln anschließen, die in der innersten Lage lamellenartig angeordnet sind. Das nachfolgende Stroma nimmt mit 450µm etwa 90% der Gesamtdicke der Kornea ein, besteht aus 200 bis 250 Lamellen und ist kompliziert aufgebaut. Die sich anschließende Descemetsche Membran ist mit einer Dicke von rund 10µm zweischichtig aufgebaut. Sie wächst von etwa 4µm bei der Geburt bis auf 12µm beim Erwachsenen. Den Abschluß zur vorderen Augenkammer bildet das einlagige Endothel mit 5µm Stärke. Der Einstrom von Flüssigkeit aus der vorderen Augenkammer ins Stroma wird durch den Rücktransport aus dem Stroma mittels der Pumpfunktion des Endothels im Gleichgewicht gehalten. Der Wassergehalt des Stromas ist ausschlaggebend für die optischen und mechanischen Eigenschaften der Kornea, wobei die Durchsichtigkeit bei einem Wassergehalt von 76 bis 80 Gewichtsprozent gegeben ist. Der Flüssigkeitstransport aus dem Stroma durch das Endothel nimmt post mortem rasch ab und bricht nach etwa 24 Stunden zusammen - es bildet sich ein Korneaödem [SOERGEL].

Die Angaben zu den wichtigsten geometrischen Werten des Auges schwanken je nach Autor. Der mittlere Bulbusquerdurchmesser wird allgemein mit 24mm angegeben. Die wichtigsten Daten sind in Tabelle 3.2.1 aufgeführt. Die optische Zentralzone der Kornea mißt ungefähr 4mm im Durchmesser.

	[SCHÖBER]	[VOIGT]	[SOERGEL]
vertikaler Kornea- durchmesser	11...12,5mm	10,5mm	10,5 ±0,25mm
horizontaler Kornea- durchmesser		11,5mm	11,7±0,25mm
Krümmungsradius der Vorderfläche	7,7mm	7,5...8,2mm	7,86±0,26mm
Krümmungsradius der Hinterfläche	6,8mm		6,5...6,8mm
Dicke der Kornea	0,5mm	0,8mm	0,52±0,04mm
Brechungsindex der Kornea	1,376		
Brechungsindex des Kammerwassers	1,336		
Dicke der Sklera			
Krümmungsradius der Sklera			

Tab.3.2.1: Allgemeine Parameter des Auges

3.2.2. Kammerwasser, Augendruck und Glaukom

Die für die optische Abbildung wichtige Formgebung und -konstanz des Auges wird durch den Innendruck des Auges und durch die mechanischen Eigenschaften der Augenhüllen selbst aufrechterhalten. Zur Gewährleistung des IOP sind die Augenkammern mit Kammerwasser gefüllt, das sich zur Einhaltung eines konstanten Druckbereichs in einem Gleichgewicht von Zu- und Abfluß befindet. Der Fluß beträgt dabei etwa 2µl/min [DRAEGER]. Das Kammerwasser wird aus dem Epithel des Ziliarkörpers durch Filtration und Sekretion in die hintere Augenkammer abgeschieden, tritt durch die Öffnung des Ziliarmuskels (Pupille) in die vordere Augenkammer über und wird dort über das Trabekelwerk und den Schlemm'schen

Kanal wieder in die episkleralen Venen abgeführt. Der Transport in die Venen erfolgt dabei als druckpassiver Prozeß über Vakuolen. Der Fluß gehorcht dem Ohmschen Gesetz:

$\dot{V} = \frac{IOP - P_{es}}{R}$. (\dot{V} - Kammerwasserminutenvolumen; IOP - intraokularer Druck; P_{es} - Druck in des Episklralvenen; R - Strömungswiderstand in Trabekelwerk und Schlemm'schen Kanal).

Anstelle des Strömungswiderstandes wird häufig auch sein Kehrwert, die Faszilität ("Abflußleichtigkeit") C angegeben $\dot{V} = C \cdot (IOP - P_{es})$ mit den Normwerten $C = 0,33 \frac{\text{mm}^3}{\text{mmHg}}$,

$\dot{V} = 2 \frac{\text{mm}^3}{\text{min}}$, $P_{es} = 9 \text{ mmHg}$ [DRAEGER].

Bei stärkerer Druckerhöhung folgt der intraokulare Druck dem arteriellen Blutdruck gleichsinnig durch Erhöhung der Filtration. Ebenso führt ein Ansteigen des episkleralen Venendrucks zu einer IOP-Steigerung innerhalb weniger Sekunden (durch Volumenzunahme der Venen), längerfristig steigt der IOP durch druckbedingte Verengung des Schlemm'schen Kanals und damit verbundener Erhöhung des Abflußwiderstandes [DRAEGER].

Der IOP unterliegt individuellen und physiologischen Schwankungen. Er ist im Liegen um mehr als 1mmHg höher als im Stehen; die tageszeitlichen Schwankungen betragen etwa 3 bis 5mmHg [DRAEGER], wobei morgens ein Maximum zu registrieren ist, während der Druck im Laufe des Tages abfällt, um nachts wieder anzusteigen. Dynamisch überlagert wird der Augendruck mit Schwankungen durch Puls- und Atemfrequenz. Von Einfluß auf den Augeninnendruck kann beim gesunden Auge auch eine längerdauernde äußere Druckeinwirkung sein. Der dadurch bedingten Erhöhung seines Innendrucks wirkt es durch Änderung der Dynamik des Kammerwasserkreislaufs (Zu- und Abfluß des Kammerwassers) entgegen, was nach Beendigung der Krafteinwirkung zu einem zeitlich begrenzten niedrigeren Augeninnendruck (als vor der Krafteinwirkung) führt. Dieses Phänomen wird Tonografie- oder auch Massageeffekt genannt und ist besonders bei der Kontakttonometrie von Bedeutung.

Unter Berücksichtigung der Schwankungen kann als physiologisch normal ein Druckbereich von 15 bis 22mmHg angesehen werden [DRAEGER]. Jeder höhere Wert ist als pathologisch anzunehmen. Da für die Durchblutungs- und Ernährungssituation des Auges der Perfusionsdruck als Differenz aus arteriellem und intraokularem Druck entscheidend ist, kann eine Druckerhöhung des IOP über Normalwerte durch mechanische Wirkung und durch Reduktion des Blutflusses der versorgenden Gefäße zu irreversiblen Schädigungen des Sehnervs führen. Glaukomschäden lassen sich somit als Folge einer Verkettung aus Minderversorgung der nervösen Strukturen und mechanischer Druckwirkung zusammenfassen. In Abhängigkeit von der Drucküberhöhung kann dies über mehrere Jahre und vom Betroffenen zunächst noch unbemerkt geschehen. Ebenso kann eine pathologische Druckerhöhung auch nur zu bestimmten Zeiten innerhalb der Tagesdruckkurve auftreten. Daß die Wahrscheinlichkeit, bei einer augenärztlichen Untersuchung genau diese Druckspitze zu detektieren, sehr gering ist, erscheint plausibel. Dies begründet auch den Stellenwert, den die kontinuierliche oder zumindest intermittierend diskontinuierliche IOP-Messung zur Überwachung des Augeninnendrucks für die Glaukomprophylaxe und die Therapieführung besitzt.

Glaukomverdacht aufgrund des IOP besteht bereits bei Druckwerten um 24mmHg, bei Werten über 26mmHg muß von einem Glaukom ausgegangen werden. Mögliche Ursachen für eine Druckerhöhung resultieren dabei aus dem Kammerwasserkreislauf durch einen verringerten Abfluß des Kammerwassers, eine erhöhte Bildung oder eine Kombination aus beiden. Unterschieden werden primäre und sekundäre Glaukomformen, wobei das primäre Offenwinkelglaukom in Europa am häufigsten ist [PFEIFFER]. Zudem existieren das akute Glaukom durch Kammerwinkelverlegung (Glaukomanfall) mit Druckwerten von 60 bis 80mmHg, das einfach chronische Glaukom durch Proteinablagerungen im Maschenwerk des Abflußsystems und Drücken von 22 bis 32mmHg (oft unbemerkte langsame Sehnervschädigung über Jahre) und das chronisch-kongestive Glaukom infolge eines angeborenen engen Kammerwinkels. Letzteres weist nur gelegentlich höhere Druckwerte auf, die aber bis 50mmHg erreichen können [PSCHYREMBEL]! Sekundäre Glaukomformen hingegen sind meist Folge einer anderen Augen- oder Systemerkrankung, eines okulären Traumas oder Nebenwirkung therapeutischer Maßnahmen. Daß die Ausbildung eines Glaukoms im Kontext zu weiteren Einflußgrößen gesehen werden muß, wurde bereits erwähnt. Atyisch ist z.B. das sogenannte Normaldruckglaukom, das bei typischer Sehnervschädigung scheinbar ohne pathologische IOP-Steigerung über den Normdruck verläuft, wobei berücksichtigt werden muß, daß bei der herkömmlichen Messung einzelne auftretende Druckspitzen kaum erfaßt werden bzw. andererseits auch eine systembedingte Minderdurchblutung, u.U. auch noch in Verbindung mit einem niedrigen Blutdruck und unter tageszeitlicher Schwankung, die Ursache sein kann.

3.2.3. Blickbewegungen, optische und mechanische Eigenschaften des Auges

Von Bedeutung für den Sehvorgang und die Fixation beim NCT-Meßvorgang sind der Bereich der optimalen Sehschärfe (beträgt für den Menschen etwa 2°) und die Einstellbewegungen des Auges. Neben willkürlichen Blickbewegungen führt das Auge auch unwillkürliche Bewegungen aus. Diese sind der Fixiertremor mit bis zu 15 Bogensekunden und Frequenzen zwischen 30 und 100Hz, die Driftbewegung der Augen mit bis zu 5 Bogenminuten und einer Dauer von 0,2 bis 1s, die Blicksprünge mit bis zu 20 Bogenminuten in einem zeitlichen Abstand von 0,2 bis maximal 4s und die unregelmäßigen Fixierschwankungen mit bis zu 5 Bogenminuten Amplitude und Frequenzen zwischen 2 und 5Hz [SCHOBER]. Diese Werte entsprechen auch weitgehend den in [CIUFFREDA] genannten, allerdings werden dort anstelle der Fixierschwankungen die Mikrosakkaden genannt, die ein- bis zweimal je Sekunde auftreten können, eine Dauer von 10-25ms haben und Geschwindigkeiten bis 20°/s erreichen können. Die unwillkürlichen Augenbewegungen lassen sich auch bei konzentrierter Fixation allenfalls vermindern, aber nicht unterdrücken. Der mechanische Augendrehpunkt wird ungefähr zwischen 13,5mm und 14,5mm hinter dem Hornhautpol angenommen (je nach Studie, deren Bezugspunkten und der Augengeometrie). Die Fixiergenauigkeit des Einzelauges bei Fixierdauern unter 3s beträgt bestenfalls 20-30 Bogensekunden und nimmt mit längerer Dauer auf 5 Winkelminuten (Drift) ab [SCHOBER].

Ebenfalls von maßgeblicher Bedeutung für die Messung am Auge ist der mit einer Verzögerung von ungefähr 0,25s einsetzende Schutzmechanismus des Lidschlußreflexes bei Reizung des Auges [EICHLER].

Die Augenhüllen, schwerpunktmäßig im weiteren die Kornea, sind elastisch, zugleich jedoch extrem formbeständig, so daß eine korrekte optische Abbildung bei schwankendem Innendruck gewährleistet ist. Der extrem komplexe Aufbau der Kornea verhindert dabei ein Fließen. Die Formkonstanz des Auges belegte Koster bereits 1900, der den Augendruck über die

Krümmungsänderung der Kornea bestimmen wollte, wobei bis 100mmHg noch keine wesentlichen Veränderungen zu beobachten waren [KOSTER].

Obwohl die Biomechanik der Kornea noch weitgehend ungeklärt ist, werden im Bereich der refraktiven Chirurgie Eingriffe an der Kornea vollzogen. Darüber, welche Parameter das mechanische Verhalten des Auges, insbesondere das der Kornea, hinreichend beschreiben, herrscht noch Unschlüssigkeit. Ausgegangen werden muß dabei von Zug-Druck- als auch von Scherungsprozessen innerhalb der Augenhüllen, so daß theoretisch zur Charakterisierung der E-Modul und der G-Modul herangezogen werden können. Nach [FERRY] genügt letzterer zur Beschreibung von viskoelastischen Eigenschaften, woraus sich schließen läßt, daß er die für die biomechanische Charakterisierung der Kornea geeignete Größe ist. Zu beachten sind dabei die starke Anisotropie der Kornea und ihr nichtlineares Verhalten. Werte in der Literatur dazu schwanken sehr stark. So überstreichen die Angaben zum E-Modul einen Bereich von 25kPa bis etwa 1Mpa, zum G-Modul einen Bereich von 10 bis 100KPa [HARTUNG]. Zurückzuführen ist diese extreme Breite auf die zwischen den Studien differierenden Meßbedingungen und -verfahren sowie eine ungenügende Berücksichtigung von Anisotropie und Zeitabhängigkeit der Präparateigenschaften (insbesondere post-mortem-Intervall). Jüngere Untersuchungen zum E- und G-Modul kamen zu dem Ergebnis, daß der Schermodul der Kornea 200-2000 mal niedriger ist, als nach den E-Modulwerten zu erwarten gewesen wäre [SOERGEL]. Dies erklärt die Elastizität der Kornea gegen Biegung bei gleichzeitigem hohen Widerstand gegen die Dicke und damit die optische Abbildung verändernden Zugkräfte. Die folgenden Ausführungen beziehen sich auf [SOERGEL] als eine aktuelle und umfangreiche Arbeit auf diesem Gebiet.

Die Kornea bildet als Schnittstelle zur Umwelt einen wesentlichen Teil des optischen Apparates des Auges. In Hinblick auf die Meßaufgabe stellt sie den mit dem Laserinterferometer anzutastenden Teil des Meßobjekts dar. Von Interesse ist darum ihre Reflektivität. Der Reflektionskoeffizient der Kornea berechnet sich für senkrechten Lichteinfall aus dem Brechungsindex der Medien nach der aus der Optik bekannten Formel

$$R = \frac{(n_{\text{Kornea}} - n_{\text{Luft}})^2}{(n_{\text{Kornea}} + n_{\text{Luft}})^2} \text{ zu } 0,025. \text{ D.h. nur etwa } 2,5\% \text{ der auf die Kornea senkrecht treffenden sichtbaren Strahlung werden reflektiert (im Gegensatz zu Glas; mit } n_{\text{Glas}} \approx 1,5 \text{ ergibt sich für eine Grenzfläche } R=0,04, \text{ d.h. } 4\% \text{ Reflektion).}$$

3.3. Verformung der Kornea ohne direkten mechanischen Kontakt

Um die Augenoberfläche definiert zu verformen, stehen theoretisch 2 Möglichkeiten zur Verfügung: die Nutzung der Ausbildung eines Strahlungsdrucks bei Luft-Ultraschall an Grenzflächen einerseits und die Applikation eines Luftimpulses ähnlich der klassischen Tonometrie. An die Parameter sind jedoch erhöhte Anforderungen zu stellen. Insbesondere muß die abfallende Flanke der externen Druckwirkung extrem steil sein, um ein von äußeren Kräften freies Ausschwingen der Kornea zu ermöglichen. Im Rahmen der Gestaltung des Meßablauf bestehen prinzipiell die Möglichkeiten einer Druckapplikation bis zum Erreichen der Applanation mit nachfolgender Abschaltung, einer Druckapplikation bis zum Erreichen einer bestimmten Amplitude der Korneaauslenkung oder eine Applikation des ansteigenden Stau-/Strahlungsdruckes bis zum Erreichen einer bestimmten von außen wirkenden Staudruckamplitude bzw. einer bestimmten Applikationszeit („Konstantzeitverfahren“). Erfäßt und ausgewertet wird dabei jeweils der gesamte Verformungsverlauf der Kornea einschließlich des Ausschwingens.

Ursprünglich wurde die Möglichkeit der Einbeziehung der Applanation in den Meßvorgang vorgesehen, um einen Anschluß an bereits etablierte Verfahren gewährleisten zu können. Das Prinzip wurde dabei aus der NCT übernommen: der Korneapol wird unter einem bestimmten Winkel mit einem parallelen Lichtbündel beleuchtet, das divergent reflektiert und auf einem Fotoempfänger abgebildet wird. Zum Zeitpunkt der Applanation erfolgt eine parallele Reflektion, die Lichtintensität am Fotoempfänger und das elektrische Signal des Empfängerenausgangs weisen ein Maximum auf. Durch Differentiation mit einem Hochpaß und nachfolgender Nulldurchgangsdetektion erhält man theoretisch ein Applanationssignal. Die schaltungstechnische Auswertung des zur Applanation heranzuziehenden Signals erwies sich allerdings als sehr problematisch und nur theoretisch vom mathematischen Ansatz her als geeignet. Unter realen Bedingungen zeigte sich die Schaltung als extrem anfällig für elektromagnetische Einkopplungen und instabil. Ein speziell für die Lösung dieser Aufgabe zugeschnittener Aufbau zur Maximumerkennung mit gleitender Komparatorschwelle erwies sich gleichfalls als nicht einsatzfähig, so daß dieser Weg der Meßwertgewinnung nicht weiter verfolgt wurde. Da der Hersteller des Laserinterferometers nicht bereit war, einen Eingriff in die Zählelektronik vorzunehmen, mußte auch von der zweiten Möglichkeit Abstand genommen werden. Als Grundlage für einen Meßverlauf wurde darum die Applikation des zeitlich ansteigenden Stau- bzw. Strahlungsdruckes über eine konstante Zeitdauer vorgesehen („Konstantzeitverfahren“).

Ausgehend vom betrachteten Meßprinzip ergeben sich an eine Vorrichtung zur Verformung der Kornea mittels Stau- oder Strahlungsdruck die Forderungen nach einer ausreichenden maximalen Druckamplitude, nach einem geeigneten (möglichst linearen) zeitlichen Anstieg bis zum Erreichen dieser (sowohl in meßtechnischer als auch in physiologischer Hinsicht) sowie nach einer extrem kurzzeitigen abfallenden Flanke, um ein von äußeren Kräften freies Ausschwingen der Kornea zu erhalten. Der Durchmesser der betroffenen Korneafläche soll dabei an die etablierten Verfahren angelehnt sein.

Zur Abschätzung einer erforderlichen Maximaldruckamplitude wurde vom Prinzip der Applanation und von etablierten Non-Contact-Tonometern ausgegangen. (Wegen des Verzichts auf Erreichen einer Applanation besteht jedoch grundsätzlich die Option, den äußeren Druck unter Anpassung an die am menschlichen Auge nach diesem Verfahren auftretenden Gegebenheiten sehr viel niedriger auszulegen. Diese Optimierung stellt jedoch einen Ausgangspunkt für weitere Untersuchungen dar und soll deshalb hier nicht behandelt werden.) Nach dem Imbert-Fickschen Gesetz gilt, daß bei eigenspannungsfreier Kornea der Druck im Augeninnern genau der flächenbezogenen Kraft entspricht, die ein bestimmtes Areal der Kornea applaniert. Der maximale Verformungsdruck muß also theoretisch mindestens so hoch sein wie der höchste im pathologischen Fall zu erwartende Wert und im Realfall außerdem noch um einen die Eigensteife der Kornea berücksichtigenden Betrag erhöht werden.

Der Staudruck eines Luftstromes berechnet sich aus $P_{st} = \frac{\rho}{2} \cdot c^2$.

ρ -Dichte des Mediums (Luft, in diesem Fall $1,29 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$)

c-Strömungsgeschwindigkeit

Üblicherweise arbeiten etablierte NCT mit Strömungsgeschwindigkeiten zwischen 300 und 400km/h [DRAEGER], gemessen mit einem Hitzdrahtanemometer. Dies entspricht einer Staudruckwirkung auf das Auge von 33,6 bis 60mmHg. Da Hitzdrahtanemometer jedoch den Sensordraht i.a. quer zur Strömungsrichtung aufspannen und demzufolge eine Integration über die Drahtlänge erfolgt (1-3mm), kann von höheren Spitzendrücken ausgegangen werden, was

das subjektiv unangenehme Empfinden des Luftstoßes erklärt. (Die in [DRAEGER] angegebenen Werte von 67 und fast 120mmHg, berechnet nach der Formel $P_{st} = \rho \cdot c^2$, müssen als falsch angesehen werden.)

Bedingt durch die Erzeugung weist der Luftimpuls meist einen glockenkurvenähnlichen Zeitverlauf (Ausnahme: Reichert X-PERT NCT mit rampenförmigem Anstieg) mit relativ langsamem Abklingen auf. Um ein von äußeren Kräften freies Ausschwingen der Kornea zu ermöglichen, müßte die äußere Druckeinwirkung allerdings schlagartig abgeschaltet werden und idealerweise die Abschaltzeit der externen Druckeinwirkung gegen null tendieren. Bei Luftimpulsanwendung müssen Verzögerungszeiten von Stellgliedern und der Sachverhalt, daß Luft ein kompressibles Medium ist, berücksichtigt werden. Bei der Anwendung von Ultraschall ist das Nachschwingen des Transducers zu beachten. Verlässliche Angaben zur Beschreibung des Auges als schwingungsfähiges System, um eine Abschätzung der Anforderungen an die abfallende Flanke der Verformungswirkung treffen zu können, existieren bisher nicht. Verfügbar waren lediglich Angaben zur Resonanzfrequenz des Auges. Diese schwanken allerdings je nach Studie und reichen bis zu einigen hundert Hz [DRESCHER 2000]. Der Begriff einer „ausreichenden Kurzzeitigkeit“ ist damit schwierig zu definieren; unter Betrachtung einer Frequenz von 1kHz und daraus resultierend einer Periodendauer von 1ms wurde empirisch festgelegt, daß die zeitliche Breite der abfallenden Druckflanke möglichst kürzer als 1/10 davon, also 0,1ms sein soll, wobei sich die Überprüfung anhand der späteren praktischen Messungen ergibt. Bis zum Erreichen des Maximaldruckes wurde ein linearer Stau- bzw. Strahlungsdruckanstieg angestrebt, um eine Zuordnung von externem Druck und Amplitude der Verformung im Verhältnis zur Zeit zu vereinfachen. Zudem wird von vielen Patienten der am X-PERT NCT auf diese Weise realisierte Druckverlauf gegenüber der sonst glockenähnlichen Pulsform als subjektiv angenehmer (Patientenerfahrung) empfunden. Der Abstand zwischen Auge und Düse wurde zwischen 10 und 15mm festgelegt.

3.3.1. Anwendung eines Luftimpulses zur Korneaverformung

Für die Überlegungen zur Anwendung eines Luftimpulses wurde von der bereits existierenden NC-Tonometer-technologie ausgegangen und ein maximaler Staudruck von 80mmHg angestrebt, wobei sich alle derzeit zugelassenen Geräte sehr ähneln. Fast allen Geräten ist gemeinsam, daß der Luftimpuls durch ein Kolben-Zylinder-System erzeugt wird, welches von einem Drehmagneten angetrieben wird, über den eine Kondensatorentladung erfolgt. Der Druckbereich ist dabei meist zweistufig einstellbar, bei einigen Geräten soll die Druckwirkung zum Applanationszeitpunkt abgeschaltet werden, wobei der Kolben allerdings gestoppt werden müsste, jedoch noch bis zur Endposition weiterläuft. Der über die Düse auf das Auge geleitete Luftimpuls zeigt dabei die in Abb3.3.1. dargestellte Form. Höhe und Breite variieren je nach Gerät. Durch die Trägheit der bewegten Kolbenmasse und die Kompression des Restluftvolumens erfolgt im Moment des Abschaltens bei erreichter Applanation nur ein relativ langsamer Druckabfall.

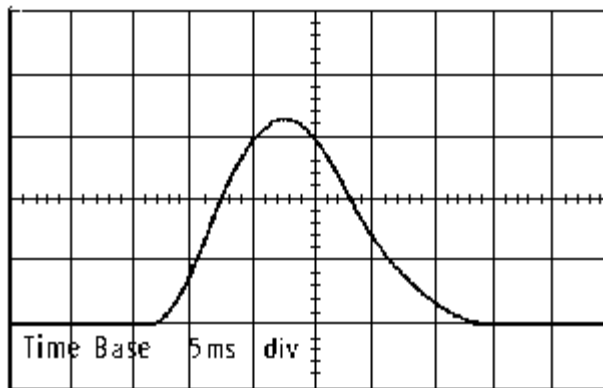


Bild 3.3.1: Typischer zeitlicher Verlauf des Luftpulses [FATT]

Die Düse besteht dabei aus einem Röhrchen mit etwa 2mm Innendurchmesser. Als Fixationshilfe befindet sich hinter der Einströmöffnung (geräteinnenseitig) eine pulsierende Lichtquelle, die der Patient bei Ausrichtung des Systems zum Auge betrachten kann. Ohne eine nähere Erläuterung beträgt der Arbeitsabstand zwischen Düse und Auge bei allen Geräten durchweg 11mm, wofür als Erklärung einerseits ein „Sicherheitsabstand“ des Düsenkopfes unter Berücksichtigung der Wimpernlänge angeführt werden könnte, jedoch bei dieser Entfernung auch eine Einschnürung im Querschnitt des Luftstromes angenommen werden kann, zumal die verwendeten Stömungsgeschwindigkeiten aller Geräte sich in dem engen Bereich von 300 bis 400km/h bewegen [FATT]. Gefordert wird für das vorliegende Verfahren jedoch ein linearer Anstieg des Staudrucks und eine extrem kurzzeitige abfallende Flanke. Zudem muß der Laserstrahl des Interferometers zentral und in der Achse der Druckwirkung geführt werden, um den Korneapol exakt zu treffen und unverkippt reflektiert zu werden. Druckanstieg und Abschaltung sind mit der klassischen Technik jedoch nicht zu erfüllen. Hinzu kommt, daß durch den Abstand von Schaltvorrichtung und Augenoberfläche nach dem Abschaltvorgang noch kurzzeitig eine komprimierte Restluftsäule verbleibt (sowohl innerhalb des Leitungssystems als auch im Freiluftstrahl), die auf das Auge wirkt. Um deren Wirkung zu verringern, müßte sich eine Schaltvorrichtung direkt an der Ausströmöffnung der Düsen befinden.

Aufgrund der Trägheit der Anordnung und ihrer Baugröße schieden Kolben-Zylinder-Anordnungen aus. Zudem zeigte sich, daß Magnetventile aufgrund ihrer Schaltzeiten im ms-Bereich das Problem allein auch nicht zufriedenstellend lösen würden. Der erwogene Einsatz einer Ringdüse mit zentraler Durchführung des Laserstrahls erwies sich als technologisch schwierig und wurde nicht weiter verfolgt, zumal sich abzeichnete, daß extrem kurze Schaltzeiten nur durch den Einsatz eines mechanischen Verschlusses vor den Düsenöffnungen erreichbar sein würden. Zum Einsatz gelangte schließlich der in Abb.4.2.4 und Abb.4.2.12 gezeigte Aufbau eines Luftimpulsapplikators, der über eine Magnetventil-Steuereinheit mit einem Druckreservoir verbunden ist. Die zeitliche Dauer des (bei linearem Anstieg) im Staudruck ansteigenden Luftimpulses ist im Bereich von 10 bis 80ms einstellbar, womit eine Zuordnung von maximaler Amplitude und Applikationszeit relativ einfach wird. Der erreichbare maximale Staudruck ist dabei abhängig vom Systemdruck im Druckreservoir (Kompressorwindkessel). Ausgeführt ist der Aufbau als Anordnung zweier zueinander geneigter Düsen, deren Achsenschnittpunkt sich 15mm vor der Vorderkante befindet. Zur schnellen Abschaltung kommt ein mechanischer Verschluß zum Einsatz, der über einen Drehmagneten betätigt wird und die zentrale Laserdurchführung unverschlossen läßt. Auf diesen Aufbau und seine Parameter wird in Kapitel 4 (4.2.2) ausführlicher eingegangen werden.

3.3.2. Diskussion des Einsatzes von Luftultraschall-Strahlungsdruck zur Verformung der Kornea

Alle bisher umgesetzten Prinzipien zur berührungslosen Messung des IOP vermeiden den direkten mechanischen Kontakt zum Auge lediglich durch Anwendung eines Fluidstromes. Aufgegriffen und untersucht werden soll darum der bereits (in einigen Patentschriften) erwähnte, aber noch nicht praktisch angewendete Ansatz der Nutzung des Strahlungsdruckes von Ultraschall als Effekt, der an Grenzflächen auftritt. Da die Umsetzung in eine gerätetechnische Lösung sehr aufwendig ist und entsprechendes know-how erfordert, beschränkten sich die Betrachtungen zunächst auf die Abschätzung der erforderlichen Parameter sowie die spätere Untersuchung eines Aufbaus. Entwicklung und Konstruktion wurden dem Fraunhofer-Institut für zerstörungsfreie Prüfverfahren (IzFP) in Saarbrücken übertragen.

Um den thematischen Rahmen einzuengen, soll nachfolgend nur auf spezielle für das Verfahren genutzte Effekte eingegangen werden.

Die auf eine Zieloberfläche infolge des Strahlungsdruckes wirkende Kraft ist u.a. abhängig von der Intensität des Ultraschalls, der Fläche des Zielgebietes und der Schallausbreitungsgeschwindigkeit. Die wirkende Strahlungskraft F berechnet sich nach der Formel

$$F = D \cdot \frac{I \cdot A}{c} \cdot \cos^2 \Theta = D \cdot \frac{L_{US}}{c} \cdot \cos^2 \Theta \quad [\text{COBET}]$$

D - Targetfaktor

I - Ultraschallintensität

A - Fläche des Zielgebietes

L_{US} - Ultraschalleistung

Θ - Winkel zwischen Flächennormale des Zielgebietes und Wellenfrontnormale

c - Schallausbreitungsgeschwindigkeit (in Luft=343m/s)

Der Targetfaktor D bezieht sich auf die Reflektionseigenschaften des Zielgebietes.

D	Schallimpedanz von Medium und Target $R = \frac{Z_M}{Z_T}$	Zielgebiet
1	$R=1$	ideale Absorption
2	$R=0$ oder $R=\infty$	ideale Reflektion
$2 \cdot \frac{(R-1)^2}{(R+1)^2}$	$0 < R < 1$	teilweise Reflektion
$1 - \frac{c_1}{c_2}$	$R=1$ und $c_1 \neq c_2$	Grenzschicht zwischen 2 Flüssigkeiten

Tab.3.3.1: Targetfaktor [COBET]

Für ideal reflektierende Flächen gilt $D=2$. Bei senkrechtem Auftreffen des Ultraschallbündels ist $\cos^2 \Theta = 1$, so daß sich die für die Erzeugung einer Kraft F minimal in Luft einzukoppelnde und auf das Zielgebiet zu applizierende Ultraschalleistung ergibt zu

$$L_{US} = \frac{F \cdot c}{2}.$$

Unter Anlehnung an das applanatorische Prinzip, das Imbert-Ficksche-Gesetz und unter Vernachlässigung der Eigenspannung der Kornea entspricht der maximal aufzubringende Strahlungsdruck dem im pathologischen Fall zu erwartenden Höchstwert des IOP. Die erforderliche Kraftwirkung berechnet sich damit aus

$$F = P \cdot A$$

P - aufzubringender Maximalstrahlungsdruck

A - „Applanations“-Fläche

und man erhält

$$L_{US} = \frac{P \cdot A \cdot c}{2}.$$

Durch Fokussierung auf das Zielgebiet läßt sich bei konstanter Ultraschalleistung durch Verkleinerung der Fläche der Strahlungsdruck erheblich erhöhen, jedoch sind der Fokussierung durch Beugungs- und Streueffekte Grenzen gesetzt, so daß i.a. ein Durchmesser von $\lambda/2$ (λ =Wellenlänge) nicht unterschritten werden kann. Favorisiert wurde ein Durchmesser zwischen 3mm und 4mm. Da gilt

$$\lambda = \frac{c}{f} \text{ bzw. } f = \frac{c}{\lambda}$$

λ - Wellenlänge

c - Schallausbreitungsgeschwindigkeit (Luft - 343m/s)

f - Frequenz

erhält man bei einem Fokusdurchmesser von 3mm ($\lambda \leq 6\text{mm}$) eine mindestens erforderliche Frequenz von 57,167kHz. Eine geringere Ausnutzung der Möglichkeit der Fokussierung bei höheren Schallfrequenzen ist natürlich ebenfalls denkbar.

IOP [mmHg]	IOP [Pa]	L_{US} (d=2mm)	L_{US} (d=2,5mm)	L_{US} (d=3mm)	L_{US} (d=3,5mm)	L_{US} (d=4mm)
		f=85700Hz	f=68750Hz	f=57167Hz	f=49000Hz	f=42875Hz
60	7999,2	4,31W	6,73W	9,7W	13,2W	17,24W
80	10665,6	5,75W	8,98W	12,93W	17,6W	23W

Tab.3.3.2: Zu verformende Fläche und erforderlicher Strahlungsdruck

Die Erzeugung von Ultraschall in Luft wird heutzutage bereits vielfältig praktiziert, z.B. beim Einsatz in Entfernungsmeßgeräten (Einparkhilfe, Laufzeitmessung). Diese arbeiten jedoch mit Schallimpulsen, unfokussiert und mit sehr geringen Leistungen.

Problematisch ist, daß beim Schallübergang an Grenzflächen (wie bereits angedeutet) Reflektionen auftreten. Der Reflektionskoeffizient R errechnet sich beim Übergang vom Medium 1 zum Medium 2 aus folgender Gleichung [COBET]:

$$R = \frac{(Z_2 \cdot \cos \alpha - Z_1 \cdot \cos \delta)^2}{(Z_2 \cdot \cos \alpha + Z_1 \cdot \cos \delta)^2} \cdot \frac{Z_1}{Z_2} \cdot \alpha$$

Z -Schallwiderstand des Mediums

α -Einfallswinkel

δ -Ausfallwinkel

Z_2 δ

Bei senkrechtem Einfall werden die Kosinusterme zu 1. Der Schallwiderstand Z errechnet sich aus der Dichte des Mediums und der Schallgeschwindigkeit im Medium: $Z = \rho \cdot c$. Problematisch ist beim Einkoppeln von Ultraschall in Luft der hohe Unterschied der Schallwiderstände von Transducermedium und Luft. Dies führt zu hohen Reflektionen zurück in den Transducer und somit nur zu geringen eingekoppelten Leistungen in die Luft im Verhältnis zur elektrischen Sendeleistung. Modellhaft sei dies verdeutlicht, wenn man z.B.

einen Transducer aus Quartz mit $\rho_{\text{SiO}_2} = 2,6 \cdot 10^3 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$ und $c_{\text{SiO}_2} = 5930 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ zur Einkopplung in

Luft ($\rho_{\text{Luft}} = 1,2 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$, $c_{\text{Luft}} = 343 \frac{\text{m}}{\text{s}}$) betrachtet. Bei senkrechtem Einfall erhält man

$R=0,999893273$, also genaugenommen fast 100%ige Reflektion in den Transducer, bzw. einen Durchlaßkoeffizient $D=1-R=0,000106727$. D.h. nur etwa 0,01% der in den Sender gebrachten elektrischen Leistung wird in Luft übertragen. Mit

$$\frac{L_{\text{ges}}}{L_{\text{US,Luft}}} = \frac{R+D}{D} \approx \frac{1}{D}, \text{ d.h. } L_{\text{ges}} = \frac{L_{\text{US,Luft}}}{D} \text{ erhält man bei vernachlässigter Absorption und}$$

unangepaßtem Transducer die in der Tabelle 3.3.3 angegebenen elektrischen Senderleistungen zum Erzeugung des vorgegebenen Strahlungsdrucks, deren Größe die Vermutung nahelegt, daß ihre Erzeugung und Umsetzung in mehrfacher Hinsicht (elektroenergetisch, thermisch, mechanisch,...) problematisch wird. Dies ist wahrscheinlich auch der Hauptgrund, daß bislang noch keine taugliche Umsetzung dieses Verfahrens in der Tonometrie existiert.

Druck [mmHg]	Druck [Pa]	$L_{\text{US,Luft}}$ (d=3mm, f=57167Hz)	L_{ges}
60	7999,2	9,7W	90886,1W
80	10665,6	12,93W	121150,2W

Tab.3.3.3: Ultraschalleistung in Luft und Gesamtleistung des Senders zur Erzeugung eines vorgegebenen Strahlungsdrucks

Die Ankopplung eines Schallwandlers an ein Medium kann bei Einfrequenzsystemen durch den Einsatz von Anpassungsschichten der Dicke $\frac{\lambda}{4}$ zur Minimierung der Reflektionen optimiert werden. Der erforderliche Schall(kenn)widerstand der Schicht ergibt sich aus den Schallwiderständen der verwendeten Medien nach der Formel $Z_{\text{anpass}} = \sqrt{Z_1 \cdot Z_2}$ [COBET].

Dabei werden u.U. mehrere Schichten miteinander kombiniert, um einen sprunghaften Übergang von Schallwiderständen zu vermeiden.

Hinsichtlich des zeitlichen Verlaufs der Strahlungsdruckapplikation wurde ein linearer Anstieg bis zum Maximalwert (einstellbar nach 10, 20 bzw. 30ms) und anschließendes „schnelles“ Abschalten gefordert. Der Fokus einer Transduceranordnung sollte aus räumlichen Gründen etwa 3-5cm vor der Schwingeroberfläche liegen. Gefordert wurde ein maximaler Strahlungsdruck von 80 bzw. 60mmHg.

Über die praktischen Erfahrungen mit der gerätetechnischen Umsetzung wird in Kapitel 4 berichtet werden. Es soll vorweggenommen werden, daß das Problem noch nicht hinreichend gelöst ist.

3.4 Messung der Verformung mit einem Laserinterferometer

3.4.1. Prinzip, Anforderungen und technische Voraussetzungen

Die berührungslose Messung von kleinen Abstandsänderungen oder Bewegungen von Meßoberflächen mit Licht ist Stand der Technik. Zu nennen wären hier beispielsweise die kostengünstigen faseroptischen Sensoren. Sie erfordern eine Kalibrierung im Meßaufbau und sind bevorzugt bei kleinen Objektentfernungen und geringen Wegamplituden einsetzbar. Voraussetzung ist, daß stets ein und derselbe Punkt des Meßobjektes angetastet wird. Ihre Wegauflösung ist zudem eingeschränkt. Über größere Entfernungen zum Meßobjekt, bei wechselnden Meßoberflächen bzw. -geometrien und hohen Anforderungen an die Wegauflösung versagen sie. Sehr viele in der Meßtechnik angewandten Längenmeßsystemen basieren darum auf Interferometeranordnungen.

Häufig liegt den laserinterferometrischen Längenmeßsystemen das Prinzip von Michelson zugrunde. Ein solches Interferometer soll auch bevorzugt für das in dieser Arbeit untersuchte Tonometrieverfahren Verwendung finden. Dabei wird ein Laserstrahl mittels eines Strahlteilers in einen Referenz- und einen Meßstrahl zerlegt, die nach der Reflektion vom Referenzspiegel bzw. von der Oberfläche des Meßobjekts überlagert werden.

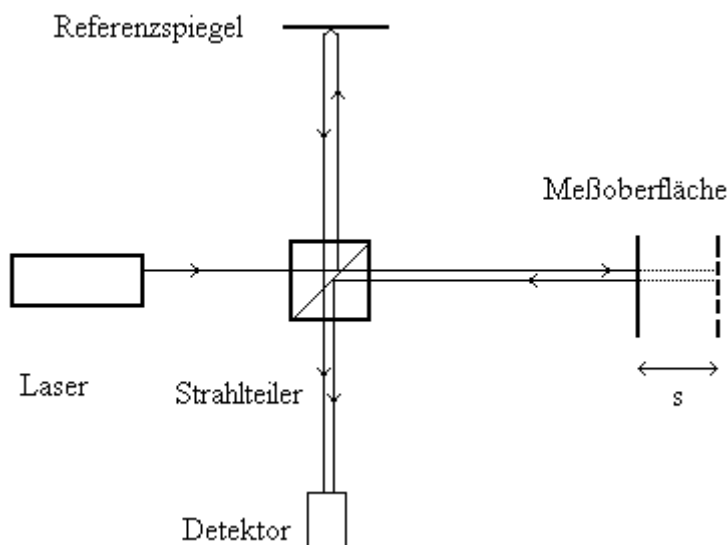


Abb. 3.4.1: Prinzip des Michelson-Interferometers

In Anhängigkeit vom Gangunterschied der beiden Teilstrahlen entsteht ein typisches Interferenzbild (Hell- bzw. Dunkelfeld bei parallelem Strahlengang, Streifenmuster bei Überlagerung unter einem Winkel zwischen Meß- und Referenzfläche), das als primäre Interferenzstruktur bezeichnet wird. Die Intensität des Interferenzbildes ist durch die folgende Gleichung beschreibbar:

$$I = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \cos(\gamma + \gamma_m) \quad (\text{Gl.3.4.1})$$

γ - Phasenwinkel vor der Messung

γ_m - Phasenwinkelverschiebung durch Meßverschiebung s

I_1, I_2 - Teilstrahlintensitäten

Die Phasenwinkelverschiebung durch die Meßbewegung und die damit verbundene Verschiebung der optischen Weglängen der Teilstrahlen beträgt

$$\gamma_m = \frac{2\pi}{\lambda_0} \cdot \Delta l \cdot n = 2\pi \cdot \delta \quad (\text{Gl. 3.4.2})$$

Δl - geometrische Weglängendifferenz der interferierenden Teilstrahlen

n - Brechzahl der Luft

λ_0 - Vakuumwellenlänge

δ - Ordnungszahl

Zwischen Δl und dem vom Meßobjekt zurückgelegten Weg s besteht der Zusammenhang

$$\Delta l = i \cdot s \quad (\text{Gl.3.4.3})$$

Der Proportionalitätsfaktor i ist dabei abhängig von der Interferometerbauart. Für den einfachsten Fall nach Abb.3.4.1 beträgt er aufgrund des Hin- und Rücklaufs des Meßstrahls bzgl. der Meßoberfläche $i=2$. Damit gilt für den zu messenden Weg

$$s = \frac{\delta \cdot \lambda_0}{i \cdot n} \quad (\text{Gl.3.4.4})$$

Für $\delta=1$, $i=2$ und $n=1$ erhält man als einfachsten Fall

$$s = \frac{\lambda}{2} \quad (\text{Gl.3.4.5})$$

Auf meßtechnischer Seite können die von Detektor erfaßten Signale durch Schwellwertsetzung quantisiert und somit noch weiter elektronisch interpoliert werden, konstante Amplitudenbereiche der Teilstrahlen vorausgesetzt. Für die kleinste quantisierbare Wegänderung s und einen elektronischen Interpolationsfaktor e läßt sich damit aus Gleichung 3.4.4 ableiten:

$$s_q = \frac{\lambda}{e \cdot i \cdot n} \quad (\text{Gl.3.4.6})$$

Zur Längenmessung wird die primäre Interferenzstruktur vom Detektor unter Gewinnung zweier um 90° phasenversetzter Signale abgetastet. Bereits minimale Verkippungen der Teilstrahlen zueinander, hervorgerufen durch Spiegelverkippungen (vor allem im Meßarm), führen jedoch zu einer Form-, Lage- und Abstandsänderung im primären Interferenzbild, die den Phasenversatz maßgeblich beeinflussen. Die Meßoberflächen werden in der Praxis darum zumeist als kippinvariante Tripelprismen ausgeführt. Damit wird allerdings eine sehr spezielle Anpassung der Meßoberflächen erforderlich, die für Messungen am Auge nicht in Frage kommt. Ein Ausweg bietet sich durch eine Modifikation des Prinzips an, denn mittels einer polarisationsoptischen Auswertung des primären Interferenzbildes kann erreicht werden, daß verkippungsbedingte Veränderungen der Form, Lage und Abstände der Interferenzstreifen ohne Einfluß auf die 90° -Phasenlage der Detektorsignale bleiben [BÜCHNER 1986]. Auf die Realisierung dieses Prinzips wird bei der Beschreibung des Planspiegelinterferometers SP120 im Folgekapitel näher eingegangen

Ausgangspunkt für die Verformungsmessung der Augenoberfläche bildete ein ursprünglich für den industriellen Einsatz konzipiertes polarisationsoptisches Planspiegelinterferometer (nach Michelson) des Typs SP120 (SIOS GmbH, Ilmenau) mit vom Basisgerät abgesetztem und mittels polarisationserhaltender Lichtleitfaser gekoppeltem Interferometer-Meßkopf.

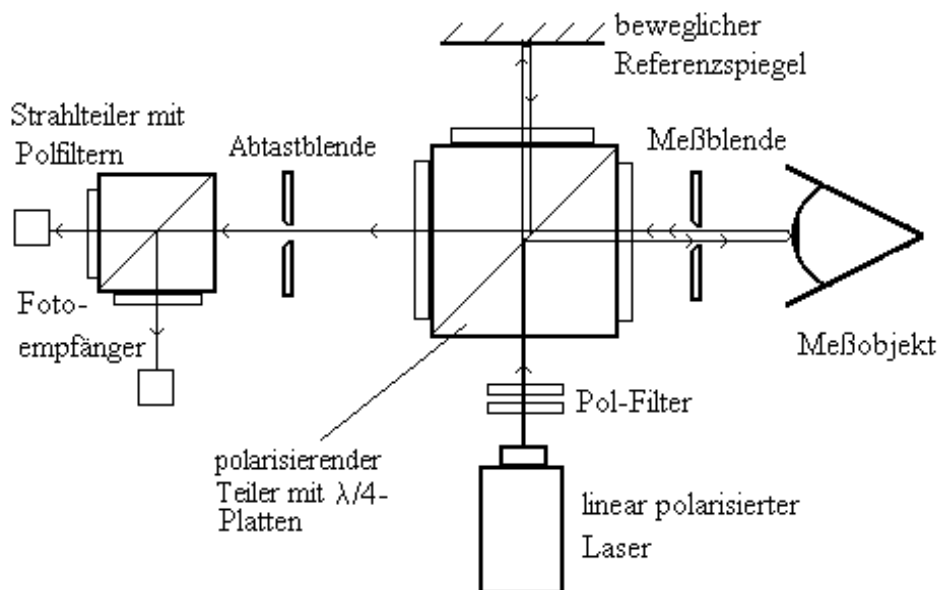


Abb.3.4.2: Prinzipskizze des polarisationsoptischen Interferometers (die Polarisationsfilter im Eingangsstrahl dienen der Einstellung der in den Interferometerkopf gelangenden Laserleistung)

In unmodifiziertem Zustand arbeitet im Grundgerät ein linear polarisierter und stabilisierter Ein-Moden-He-Ne-Laser mit einer Wellenlänge von 632,8nm und einer Strahlungsleistung $>2\text{mW}$, der jedoch aus Kostengründen durch einen unstabilisierten Zwei-Moden-Laser ersetzt wurde. Lt. Bedienungsanleitung besteht der Nachteil dieses Aufbaus darin, daß der Meßbereich durch Überlagerung der Moden auf 120mm eingeschränkt ist [SP120]. Der Durchmesser des Laserstrahls liegt bei etwa 1,2mm. Die maximale Verfahrensgeschwindigkeit des Meßobjekts ist mit 400mm/s angegeben, die Auflösung durch Hardwareinterpolation erreicht 1,23nm ($\lambda/512$).

Für Justage- und Abgleicharbeiten kann der Referenzspiegel in Schwingung versetzt werden, wodurch ein dynamisches Interferenzbild entsteht. Aufgrund der Nutzung des polarisationsoptischen Prinzips entstehen in der Interferenzebene nicht die bekannten Interferenzstreifen, sondern wieder linear polarisiertes Licht. Der Winkel der Polarisations Ebene dreht sich dabei jedoch in Abhängigkeit von der Bewegung des Meßobjektes und wird durch Fotoempfänger mit vorgeschalteten Polarisationsfiltern ausgewertet. Da alle 180° ein Fotoempfänger ein Maximum registriert (dann jeweils liegt die Schwingungsebene in der Polfilterebene), entsprechen diese 180° Drehwinkel einem Phasenversatz im Signal von 2π bzw. einem Ordnungsabstand σ von 1. Ein Phasenversatz der beiden Empfängersignale von $\pi/2$ (oder 90°) wird durch Verdrehung der beiden Polfilter um 45° zueinander erreicht.

Da nichtebene Oberflächen und Verkippen zu über die Interferenzebene verteilten wechselnden Schwingungsrichtungen führen, wird diese nicht gesamtflächig zur Auswertung herangezogen, sondern punktuell mittels einer Blende an einer Stelle abgetastet. Der Durchmesser der Blende bestimmt den für die Messung genutzten Ausschnitt der Interferenzebene, aus dem aus den inhomogenen Interferenzen noch eindeutige Informationen von den Fotoempfängern ausgewertet werden können. (Zum besseren Verständnis läßt sich die Analogie des konventionellen Interferenz-Streifenmusters heranziehen. Der Fotoempfänger zur Abtastung integriert mit seiner lichtempfindlichen Fläche oder mittels vorgesetzter Maske die Intensität des optischen Signals über einen bestimmten Bereich des Interferenzbildes, idealerweise mit der Breite eines Interferenzstreifens, und registriert jeweils die Intensität, also einen Hell-Dunkel- oder Dunkel-Hell-Übergang bei konstantem Streifenabstand. Meßflächenverkippen bewirken allerdings eine Verzerrung/ Veränderung dieses Streifenabstandes. Ab einer bestimmten Verkippen entstehen die Streifen in so enger Folge, daß im abgetasteten Bildausschnitt mehrere Übergänge auftreten und aufgrund des Integrierens nur noch ein nicht mehr auswertbarer Mittelwert der Intensität detektiert wird.) Für den Durchmesser der Blende in Abhängigkeit von der Flächenverkippen gilt:

$$D_{\text{Blende}} \leq 1,22 \frac{\lambda}{\sin 2\gamma} \quad [\text{BÜCHNER 1992}]. \quad (\text{Gl.3.4.7})$$

Zur Gewährleistung einer mindestnotwendigen Leistung an den Fotoempfängern kann der Blendendurchmesser nicht beliebig verkleinert werden. Ausgeliefert wurde das Interferometer mit einem Meßblendendurchmesser von 0,8mm. Da mit der Kornea eine gekrümmte Oberfläche angetastet wird, führt bereits ein kleiner Seitenversatz des Strahles vom Punkt des senkrechten Auftreffens zu einer großen Strahlverkippen, verursacht durch die Verkippen der Flächennormalen zum Laserstrahl. Gleiches gilt bereits für geringe Verkippen der Meßoberfläche bzw. der optischen Achse (Blickschwankungen) um den Drehwinkel α , da der Drehpunkt des Auges nicht mit dem Krümmungsmittelpunkt der Kornea zusammenfällt. Bezogen auf das menschliche Auge kommen hier wegen ihrer großen Amplitude die Fixierschwankungen und Blicksprünge zum Tragen ($20'$ und $5'$ [SCHÖBER]), entsprechend einer Summe von etwa $\alpha=0,42^\circ$. Blickverkippen und Seitenversatz sind dabei in ihrer Wirkung auf die Strahlverkippen identisch (und somit analog in einander umrechenbar). Für den Moment der Messung soll angenommen werden, daß sich die Meßoberfläche nicht bewegt. Eine Verkippen der Flächennormale zur Strahlachse entspricht direkt einem Seitenversatz des Meßpunktes von der Stelle des senkrechten Auftreffens um $\Delta x = r_K \cdot \cos(90^\circ - \gamma)$ (r_K - Krümmungsradius der Meßfläche).

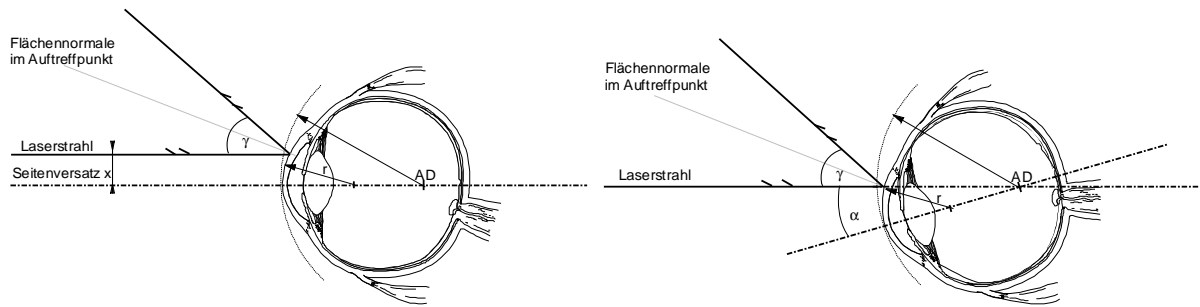


Abb.3.4.3: Schematische Darstellung der Verkippung des reflektierten Laserstrahls um den Winkel γ durch Seitenversatz des Auftreffpunktes zum Korneapol (linke Abbildung) und durch Augendrehung um den Blickwinkel α (rechte Abbildung; r -Krümmungsradius, AD-Augendrehpunkt)

In Abhängigkeit vom Blendendurchmesser erhält man demnach theoretisch für die zulässige Verkippung nach Gl.3.4.7 die folgenden Werte. Die Angabe des seitlichen Strahlversatzes ist abhängig von der Oberflächenkrümmung, also meßobjektspezifisch, wohingegen der zulässige Winkel der Oberflächenverkippung als Eigenschaft des Meßgerätes universell anwendbar ist.

D [mm]	0,8	0,6	0,4	0,3	0,2
A [mm^2]	0,503	0,283	0,123	0,071	0,031
γ [°]	0,0276	0,0369	0,055	0,074	0,11
Δx [mm] ($r_K = 6,5mm$)	0,003	0,004	0,006	0,008	0,012
Δx [mm] ($r_K = 8,5mm$)	0,004	0,0055	0,008	0,011	0,016

Tab.3.4.1: Blendendurchmesser und maximal zulässiger wirksamer Kippwinkel der Oberfläche im Auftreffpunkt entsprechend einem seitlichen Strahlversatz

Das Planspiegelinterferometer SP120 wurde vorwiegend für die Antastung ebener, hochreflektierender Meßflächen und für den industriellen Einsatz (Positionsmessungen) ausgelegt, bei dem die anzutastende Meßfläche meist als Spiegel ausgeführt ist. Im Sinne der ursprünglichen Einsatzkonzeption des Interferometers stellt das Auge jedoch ein äußerst ungeeignetes Meßobjekt dar: die Kornea besitzt nur eine geringe Reflektion und reflektiert aufgrund ihrer Krümmung divergent, die applizierbare Strahlungsleistung wird durch die Vorgaben der Lasersicherheit und durch die Empfindlichkeit des Auges begrenzt. Hinzu kommt für das Interferometer die Erfassung eines dynamischen Verformungsvorganges, die nicht zum ursprünglichen Einsatzgebiet gehört. Somit war zu erwarten, daß umfangreiche Modifikationen erforderlich werden würden, um die Funktion gewährleisten zu können. Konkret bedeutete dies eine Anpassung des Interferometers an schlecht und divergent reflektierende Oberflächen, die Berücksichtigung der Lasersicherheit für das Auge (also die Einhaltung von Grenzwerten) und die Gewährleistung eines entsprechenden dynamischen Verhaltens. Die Rahmenbedingungen dazu sind zunächst nur hypothetisch formulierbar und orientieren sich, zunächst unabhängig vom angestrebten Meßregime, grob an den Verhältnissen am Auge bei der Kontakt- und NCT.

Angenommene Gesamtdauer einer Messung bis Abklingen des Ausschwingens	0,25s (Lidschlußreflex)
Abtastfrequenz der Verformung	>10kHz
erforderlicher Speicher für eine Messung	mind. 2500 Meßwerte
Distanz Korneapol-Applanationsebene bei d=4mm (r=7,86mm)	0,261mm
gezählte Ordnungen über gesamten Verformungsweg	824,9 (≈825)

Tab.3.4.2: Abschätzung erforderlichen Parameter des Laserinterferometers

Wieweit sich ein Laserinterferometer zur Erfassung dynamischer Vorgänge einsetzen läßt, ist überwiegend von den Fotoempfängern und der ihnen folgenden Verstärkerschaltung abhängig und wird bestimmt von der erforderlichen Mindestleuchtdichte im Interferenzbild (S/N-Verhältnis des Eingangssignals) und der Grenzfrequenz der optoelektronischen Eingangsschaltung. Der Abstand zweier benachbarter Ordnungen des Interferenzbildes, die von den Fotoempfängern registriert werden, entspricht dabei einer Objektverschiebung um eine halbe Wellenlänge. In Abhängigkeit von der Geschwindigkeit der Meßfläche erhält man somit unterschiedliche zeitliche Abfolgen der Ordnungen bzw. Interferenzstreifen je Zeit, die Ordnungsfrequenzen. Die den Ordnungsfrequenzabschätzungen (Anhang) zugrundeliegende Zeit bis zum Erreichen der Applanation, bei der die Druckwirkung üblicher NCT abgeschaltet wird, ist abhängig vom IOP und dem verwendeten Tonometer und dient hier nur der groben Orientierung bei zeitlich veränderlichen Verformungsvorgängen am Auge. Die Geschwindigkeit der provozierten Verformung kann durch eine entsprechende Gestaltung des Zeitverlaufs der Druckwirkung optimiert werden; auf die kaum abschätzbaren dynamischen Verhältnisse beim Ausschwingen der Kornea kann hingegen kein Einfluß genommen werden, so daß die Eignung eines entsprechenden Laser-Meßsystems erst experimentell überprüft werden kann. In Abhängigkeit von der Zeit bis zum Erreichen der Applanation (bzw. einer Korneaauslenkung von 0,261mm, angelehnt an die Zeitverhältnisse bei der NCT) ergeben sich folgende Ordnungsfrequenzen (Anlage).

t [ms]	f [1/s] (Annahme einer gleichförmigen Bewegung)	f [1/s] (Annahme einer gleichmäßig beschleunigten Bewegung)
5	164981	329815
2	412453	824655
1	824905	1649310

Tab.3.4.3: Ordnungsfrequenzen

Unter der Annahme, die Kornea würde in einer Millisekunde aus einer Auslenkung von 0,261mm ausschwingen, gerät man bereits in den MHz-Bereich für die zu verarbeitenden Ordnungsfrequenzen des optischen Signals. Da nur wenige Untersuchungen zum dynamischen Verhalten des Auges existieren, ist für die Fotoempfängerbaugruppe die Verarbeitung von Ordnungsfrequenzen im unteren MHz-Bereich eine unabdingbare Voraussetzung. Ein weiterer und sehr wesentlicher zu beachtender Sachverhalt ergibt sich daraus, daß aus technischer Sicht für die Funktion des Meßsystems eine bestimmte Mindeststrahlungsleistung des Lasers erforderlich ist, die jedoch in physiologischer Hinsicht zu keiner Schädigung am Meßobjekt führen darf. Die Schädigungsgrenzen für das Auge sind jedoch sehr niedrig. Ausgangspunkt für alle weiteren Anforderungen und Veränderungen am Gerät bildete darum zuerst die maximal zulässige Leistung, mit der am Auge (zumindest theoretisch) noch gefahrlos gemessen werden

darf, also die Problematik der Lasersicherheit, der aufgrund ihrer Komplexität das folgende ausführliche Kapitel gewidmet werden soll.

3.4.2. Lasersicherheit - allgemeine Schwerpunkte und Grenzwerte im sichtbaren Wellenlängenbereich

Soll ein Meßsystem, das Laserstrahlung emittiert, für eine Meßaufgabe eingesetzt werden, so muß man sich immer bewußt sein, daß Laserstrahlung ein hohes Gefährdungspotential darstellt. Die sichere Vermeidung von Schädigungen an biologischem Gewebe ist grundsätzliches Gebot. Als empfindlichstes Organ muß dabei genau jenes angesehen werden, an dem in diesem konkreten Fall gemessen werden soll: das Auge. Die nachfolgenden Ausführungen basieren auf der DIN VDE 0837 bzw. EN 60825-1 (2001) und sollen einen speziell auf die Meßaufgabe zugeschnittenen Einblick in die Problematik geben, der jedoch an manchen Stellen zum Verständnis etwas ausführlicher ausfallen wird.

Die Besonderheiten beim Einsatz eines laserinterferometrischen Meßsystems am Auge sind der Fall des erforderlichen direkten Blicks in den Strahl sowie die gekrümmte und relativ gering reflektierende Meßoberfläche (Kornea), wodurch Probleme bei der Erfassung der Interferenzsignale auftreten. Bei der Lösung technischer Meßaufgaben könnte man geringen Signalamplituden mit einer Erhöhung der Leistung des Lasers entgegenwirken. Dieser Ausweg ist bei biologischen Meßobjekten nicht gangbar, denn eine Schädigung des lebenden Gewebes muß unbedingt vermieden werden.

Allgemeines

Laserstrahlung zeichnet sich neben Kohärenz, Monochromasie und geringer Strahldivergenz vor allem durch die gute Fokussierbarkeit aus. Die Wellenlänge der emittierten Strahlung kann dabei je nach Lasersystem im infraroten, sichtbaren oder ultravioletten Bereich liegen. Der Bereich der Strahlungsleistungen erstreckt sich anwendungsabhängig von μW bis GW. Die Wirkung auf Gewebe kann in thermische, photochemische und nichtlineare Effekte unterteilt werden [EICHLER]. Nichtlineare Effekte treten hauptsächlich bei hohen Leistungen (Leistungsdichten) und kurzen Expositionszeiten auf. In Bereichen niedrigerer Leistung und längerer Expositionszeit sind überwiegend photochemische und thermische Wirkungen zu beachten.

Laserstrahlung kann direkt oder als Folge von Streuprozessen auf einen Organismus einwirken. Während bei medizinischen Laseranwendungen eine direkte Wechselwirkung zwischen Strahlung und bestrahltem Organismus zur Erzielung eines bestimmten therapeutischen Ergebnisses gewünscht ist, soll im folgenden der Schwerpunkt auf den Wechselwirkungen mit dem biologischen Gewebe liegen, die nicht beabsichtigt sind und z.B. durch begleitende Effekte (Rückstreuung vom bestrahltem Gebiet) oder im Gefahrenfall auftreten können. Dies ist von Bedeutung, da es eine Vielzahl weiterer technischer Laseranwendungsgebiete (z.B. Materialbearbeitung, Vermessung, Signalübertragung,...) gibt, bei denen eine Exposition des Organismus unerwünscht ist bzw. durch unsachgemäßen Umgang sogar eine Gefährdung darstellen kann.

Die Einhaltung der DIN EN60825-1, in der die Grenzwerte und Berechnungen für eine maximal zulässige Bestrahlung (MZB-Werte) angegeben werden, soll Schädigungen von Personen zu vermeiden; es kann die Gefährdungen abgeschätzt werden. Diese Werte sind kompliziert zu beschreiben und als Richtwerte anzusehen. Sie stellen jedoch keine definierte Abgrenzung zwischen sicherem und gefährlichem Bereich dar.

Schwerpunkte, Anwendungsbereich und Besonderheiten der Sicherheitsbestimmungen im sichtbaren Spektralbereich

Alle Betrachtungen zur Lasersicherheit beziehen sich schwerpunktmäßig auf die Haut und das Auge. Die zentrale Bedeutung kommt dabei dem Auge zu; es ist hinsichtlich des Laserstrahlenschutzes als der empfindlichste Teil des Menschen anzusehen. Die dafür festgelegten Werte der maximal zulässigen Bestrahlung (MZB-Werte) liegen unter denen der Haut.

Lasereinrichtungen werden hinsichtlich der potentiellen Gefährdung in die Klassen 1, 1M, 2, 2M, 3R, 3B und 4 eingeteilt, wobei die Klassifizierung von Parametern wie Leistung, Wellenlänge, Bestrahlungszeit und Puls-Eigenschaften abhängt. Nur bei Lasern der Klasse 1 besteht auch bei längerer Bestrahlungszeit keine Gefährdung. Für die Abschätzung einer Exposition sind in Abhängigkeit des Betrachtungswinkels, unter dem die Quelle dem Betrachter erscheint, Punktquellen und ausgedehnte Strahlungsquellen zu unterscheiden. Direkte Laserstrahlung verhält sich wie eine Punktquelle. Die Wirkung ist u.a. abhängig von Parametern wie der Wellenlänge, der Laserleistung, der Bestrahlungszeit, der Pulsfrequenz sowie dem physikalischen Verhalten (Absorption, Reflexion, Streuung, Wärmeleitung,...) und den biologischen Eigenschaften des getroffenen Gewebes. Hinsichtlich der Strahlung werden 2 Wellenlängenbereiche als Oberkategorie unterschieden: einerseits sichtbares Licht und IR-A (400 bis 1400nm) sowie andererseits UV, IR-B und IR-C ($\lambda < 400\text{nm}$ bzw. $\lambda > 1400\text{nm}$). Innerhalb der Wellenlängenbereiche erfolgt noch eine weitere Unterteilung [EICHLER].

Die Absorption von ultravioletter Strahlung im Auge kann zu photochemischen Effekten mit kumulativer Wirkung führen, zu Entzündungen der Binde- und Hornhaut, zu Erythembildung, zur Störung der Eiweißstruktur des Gewebes und zur Störung des Stoffwechsels mit weitreichenden Folgen. Einige Schädigungen und die Dosis-Wirkungsbeziehungen sind in [EICHLER] erläutert. Ebenso kann die Absorption von Infrarotstrahlung zu irreversiblen Linsen- und Hornhauttrübungen führen. Die Eindringtiefe von IR- und UV-Strahlung ist abhängig von der Wellenlänge und den physikalischen und biologischen Eigenschaften des getroffenen Gewebes. Aufgrund der Unsichtbarkeit der Strahlung keine Schutzreaktion des Auges ausgelöst.

Für Licht im sichtbaren Bereich von etwa 400 bis 700nm und im nahen Infrarot bis 1400nm ist das Auge weitgehend transparent, in dem für das Auge sichtbaren Teil des Spektrums liegt auch das Absorptionsmaximum der Retina. Während Strahlung anderer Wellenlängenbereiche in verschiedenen Zonen des Auges absorbiert wird und dort zu Wechselwirkungen führen kann, liegt bei sichtbarer Strahlung der Schwerpunkt in der Wirkung auf die Retina. Der optische Apparat des Auges fokussiert dabei die scheinbar aus dem Unendlichen kommende sichtbare (oder nah-infrarote) Laserstrahlung in einem Punkt auf die Netzhaut. Bezogen auf einen ins Auge fallenden Laserstrahl kann dies für den Brennpunkt auf der Netzhaut immerhin eine Verstärkung der Leistungsdichte bis um den Faktor 10^6 bedeuten! Liegen die Leistungen niedriger, als für die Erzeugung nichtlinearer Effekte erforderlich, treten hauptsächlich photochemische und thermische Wirkungen auf. Eine gewisse Abwehrreaktion des Organismus besteht im Lidschlußreflex und in unwillkürlichen Blickbewegungen des Auges.

Im Strahlenschutz wird für sichtbare Strahlung stets von einer Fokussierung auf der Netzhaut mit einem Brennfleckdurchmesser von etwa 10-20 μm ausgegangen [EICHLER]. Welcher Anteil der Leistung eines direkten Laserstrahls ins Auge treffen kann, hängt vom

Strahldurchmesser und dem Pupillendurchmesser ab. Im ungünstigsten Fall (wenn der Strahldurchmesser kleiner oder gleich dem Pupillendurchmesser ist) kann die gesamte Laserleistung ins Auge fallen. Für diesen Fall gilt für die Bestrahlungsstärke bzw. Leistungsdichte des Laserstrahls

$$E_L = \frac{P_L}{A_L} \quad (\text{Gl.3.4.8})$$

und für die Leistungsdichte auf der Netzhaut mit $A_N = \pi \cdot \left(\frac{D_N}{2}\right)^2$ und

$D_N = 10\mu\text{m}$ (ungünstigster Fall)

$$E_N = \frac{P_L}{A_N}. \quad (\text{Gl.3.4.9})$$

Ist der Strahldurchmesser größer als der Pupillendurchmesser, so erhält man für die Bestrahlung auf der Netzhaut

$$E_N = \frac{P_L \cdot D^2}{D_L^2 \cdot A_N}. \quad (\text{Gl.3.4.10})$$

A_L = Querschnittsfläche des Laserstrahls ($=\frac{\pi}{4} \cdot D_L^2$) [m²]

A_N = Fläche des Brennpunktes auf der Netzhaut [m²]

D_L = Durchmesser des Laserstrahls [m]

D = Pupillendurchmesser [m]

D_N = Durchmesser des Brennflecks auf der Netzhaut [m]

P_L = Strahlungsleistung des Lasers [W]

E_L = Bestrahlungsstärke bzw. Leistungsdichte des Lasers [$\frac{W}{m^2}$]

Der Pupillendurchmesser wird stets mit 7mm angenommen. Für Strahldurchmesser kleiner als 7mm wird darum immer die Bestrahlungsstärke bzw. Leistungsdichte über diesen Durchmesser gemittelt (Ta.3.4.4) [EICHLER]. Dies betrifft alle Berechnungen und Messungen am Strahlenfeld. Angenommen wird dabei, daß die Wirkung von Laserstrahlen gleicher Leistung bei unterschiedlichen Laserstrahldurchmessern ($D_L \leq 7\text{mm}$) wegen des annähernd konstanten Brennfleckdurchmessers D_N auf der Netzhaut gleich ist. Nach dieser Modellrechnung ergibt sich also nach [EICHLER] z.B. für einen He-Ne-Laser mit einer Leistung von 1mW und einem Strahldurchmesser von 1mm, der eine physikalische Leistungsdichte von

$$E_L = \frac{P_L}{\pi \cdot \left(\frac{D_L}{2}\right)^2} = 1273,24 \frac{W}{m^2} \text{ aufweist, über einen Durchmesser von 7mm nur eine mittlere}$$

Bestrahlungsstärke von $25,98 \frac{W}{m^2} \approx 26 \frac{W}{m^2}$. Für Messungen in anderen Wellenlängenbereichen wurden folgende Meßblendengeometrien festgelegt.

Wellenlängenbereich in nm	Einwirkungszeit in s	Meßblendendurchmesser für das Auge in mm	Meßblendendurchmesser für die Haut in mm
180 bis 400	$t \leq 3 \cdot 10^4$	1	3,5
400 bis 1400	$t \leq 3 \cdot 10^4$	7	3,5
1400 bis 10^5	$t \leq 0,35$	1	3,5
	$0,35 < t < 10$	$1,5t^{3/8}$	3,5
1400 bis 10^5	$t > 10$	3,5	3,5
10^5 bis 10^6	$t \leq 3 \cdot 10^4$	11	11

Tab.3.4.4: Blendendurchmesser für Strahlungsmessungen und -berechnungen nach DIN EN 60825-1

Grenzwerte für maximal zulässige Bestrahlungen

Die geplante Anwendung des Planspiegel-Laserinterferometers SP120 als laserinterferometrisches Meßsystem erlaubt eine Beschränkung der Sicherheitsbetrachtungen auf direkte Strahlungsquellen sehr kleiner Winkelausdehnung und den sichtbaren Spektralbereich. Umfangreiche Ausführungen zu Grenzwerten und Berechnungsgrundlagen für eine maximal zulässige Bestrahlung sind in der genannten DIN dargelegt. Ihre Anwendung und Handhabung wird in [EICHLER] und [DIN EN ISO 80625-1] ausführlich erläutert.

Die bisher angegebenen und betrachteten Grenzwerte gelten nur für eine einmalige Bestrahlung über die angegebene Expositionszeit. Wird eine Pulsfolge den Sicherheitsbetrachtungen zugrunde gelegt, so sinken die Grenzwerte. Ausgangspunkt bildet dabei stets der MZB-Wert für den einzelnen Impuls. Die Kriterien für das weitere Vorgehen hinsichtlich der Behandlung des Sicherheitsproblems sind dabei abhängig von den Parametern der Pulsfolge (Wellenlänge λ , Pulsdauer t , Gesamtdauer der Bestrahlung T , Pulsfrequenz N , Pulszahl n , Leistungsdichte E bzw. Bestrahlung H). Die Grenzwerte werden in verschiedenen Schritten ermittelt [DIN EN ISO 60825-1]):

a) Man betrachtet den Einzelimpuls der Dauer t aus der Pulsfolge und ermittelt den zugehörigen MZB-Wert. Dieser Wert muß unterhalb des Grenzwertes liegen:

$$E_{\text{imp}} \leq E_{\text{MZB}}(t) \quad (\text{Gl.3.4.11})$$

b) Dann wird der MZB-Wert für einen Impuls mit der Zeitdauer der gesamten Pulsfolge T ermittelt:

$$E_{\text{MZB}}(T) \quad (\text{Gl.3.4.12})$$

Dieser Wert wird mit der mittleren Leistungsdichte der gesamten Pulsfolge E_m verglichen, die kleiner sein muß:

$$E_m \leq E_{\text{MZB}}(T) \quad (\text{Gl.3.4.13})$$

E_m berechnet sich dabei aus der Bestrahlungsstärke im Puls E_{imp} , der Dauer des Einzelimpulses t und der Pulsfrequenz N :

$$E_m = E_{imp} \cdot N \cdot t \quad (Gl.3.4.14)$$

Damit ergibt sich als Kriterium $E_{imp} \cdot N \cdot t \leq E_{MZB}(T)$, wobei die Auflösung nach E_{imp} möglich wird.

c) Als zusätzliches Kriterium gilt weiterhin:

$$E_{imp} < E_{MZB}(t) \cdot c_5 \quad (\text{mit } c_5 = n^{-1/4}) \quad (Gl.3.4.15),$$

wobei in der DIN angemerkt ist, daß für den Sonderfall, daß dieser Wert unter dem Wert für den Dauerbetrieb liegt, der Dauerbetriebs-MZB-Wert verwendet werden darf. Kriterium c) sollte nur für Einwirkdauern unterhalb T_2 [DIN EN ISO 60825-1] und nur für Impulsdauern kürzer als 0,25s Anwendung finden.

Die maximal zulässige Bestrahlungsstärke bzw. Leistungsdichte ergibt sich somit nach den oben genannten Gleichungen. Es ist der niedrigste Wert anzunehmen. Für weiterführende Informationen sei auf das Normenwerk verwiesen.

3.4.3. Lasersicherheit beim Einsatz des SP120 am Auge

3.4.3.1. Grundsätzliches

Der geplante Einsatz des Laserinterferometers SP120 erlaubt bereits eine Präzisierung der Sicherheitsbestimmungen bzgl. der Wellenlänge der Strahlung und der Expositionscharakteristik. Es handelt sich dabei allgemein formuliert um sichtbare Laserstrahlung, die durch die Anwendung des Planspiegel-Interferometers unter direktem Blick in den Strahl das Auge trifft. Für den ersten Versuchsaufbau gelten folgende technische Daten:

Lasertyp	He-Ne
Wellenlänge	632,8nm
Strahlungsleistung	1mW bis 3mW (Versuchsaufbau)
Strahldurchmesser	1,2mm (unkollimiert)
mittlere physikalische Leistungsdichte	884,2W/m ² bis 2654,9W/m ²
mittlere Leistungsdichte E über eine 7mm-Meßblende	25,985W/m ² bis 77,953W/m ²

Tab.3.4.5: Eckdaten des Laserinterferometers SP120 (offener Versuchsaufbau)

Da im späteren Versuchsaufbau der Laser auf die Meßoberfläche kollimiert wurde, folglich mit infinitesimal kleiner Winkelausdehnung erscheint, wurde von einem Grenzwinkel kleiner als 1,5mrad ausgegangen. Für eine mittlere Leistungsdichte, bezogen auf eine 7mm-Meßblende,

ergeben sich, berechnet nach der zugehörigen Formel $t \leq \left(\frac{18}{E}\right)^4$ (E in W/m², t in s; nach

Gleichung $E_{MZB} = 18 \cdot t^{-\frac{1}{4}} \frac{W}{s}$, Tab.6 in [DIN EN ISO 60825-1]) für eine Leistungsdichte von

25,985W/m² (1mW) eine maximal zulässige Expositionszeit von t=0,233s und für eine Leistungsdichte von 77,953W/m² (3mW) eine maximal zulässige Expositionszeit von t=0,00284s. Diese Werte gelten als Grenzwert für eine einmalige Bestrahlung (definiert für einen Zeitraum von 8h).

Leistungsdichte E (über 7mm Meßblende)	MZB-Wert maximale Expositionszeit
25,985W/m ²	0,233s
77,953W/m ²	0,00284s

Tab.3.4.6: Leistungsdichte für 1mW und 3mW gegenüber der maximal zulässigen Expositionszeit

Daraus ist ersichtlich, daß selbst die harmlos erscheinende Strahlungsleistung von 1mW ein erhebliches Gefährdungspotential darstellt, zumal bei diesen maximalen Expositionszeiten der mit einer mittleren Verzögerungszeit von 0,25s einsetzende und schützend wirkende Lidschlußreflex unwirksam ist. Zu berücksichtigen ist zusätzlich auch, daß der Einsatz des Laserinterferometers nicht nur für eine Einzelmessung, sondern für wiederholte Messungen in einem festen Zeitraster und nach einem vorgegebenen Meßprinzip an der Kornea erfolgen soll. Diese Periodizität führt zu einer Verschärfung der Grenzwerte. Eine Strahlaufweitung zur Erhöhung des MZB-Wertes scheidet aufgrund der Divergenz der reflektierten Strahlung durch die konvexe Augenoberfläche aus.

Das vorhandene Planspiegel-Laserinterferometer ist unmodifiziert somit **nicht** zur direkten Applikation im Sinne einer kontinuierlichen Messung am Auge geeignet.

3.4.3.2. Grenzwertberechnung am Anwendungsbeispiel

Bereits im Kapitel 3.1, Tab.3.1.2, wurde das Meßregime erläutert. Es liegt als zeitlicher Rahmen dem nachfolgenden Anwendungsbeispiel zugrunde. Kernstück bildet die Durchführung eines Meßvorganges, der aus 4 Einzelmessungen besteht, innerhalb von 1s (rein theoretisch: 4 Messungen innerhalb einer Blutpulsperiode; praktisch vermutlich nicht realisierbar) bzw. 10s abgeschlossen ist und aller 7,5 Minuten wiederholt wird. Angenommen werden soll, daß das Laserinterferometer bzgl. der Laserexposition jeweils über den gesamten Meßvorgang (1s bzw. 10s) in Betrieb ist. Die Aufnahme eines Tagesdruckprofils würde weiterhin einen Aufnahmezeitraum von 24h erfordern (die Zumutbarkeit für den Patienten wird zunächst vernachlässigt), wobei dieser jedoch durch die DIN für die Sicherheitsberechnungen auf 8h (Dauer eines Arbeitstages) festgelegt ist. Für eine Überschreitung dieses Zeitraumes sind keine Festlegungen getroffen, sodaß eine 24-Stunden-Betrachtung aus sicherheitstechnischer Sicht nicht gegeben werden kann. (Denkbar wäre theoretisch eine Behandlung durch Aufteilung in „3 unterbrechungsfrei aufeinander folgende 8h-Arbeitstage“, was jedoch sicherheitstechnisch nicht unterlegt werden kann. U.U. ist mit kumulativen Wirkungen zu rechnen.)

Die Vorgehensweise sei als Berechnungsvorschrift angegeben.

1. Zunächst bestimmt man die Hilfsgröße T_2 nach [DIN EN ISO 60825-1], wobei gilt $T_2=10s$. Ausgangspunkt bildet dann die Forderung der Gleichung 3.4.11. in Verbindung mit Tabelle 6 der DIN:

$$E_{\text{imp}} \leq E_{\text{MZB}}(t); \quad E_{\text{MZB}}(t) = E_{\text{MZB};632,8\text{nm}}(1\text{s}) = 18 \cdot c_6 \cdot t^{0,75} \cdot \frac{1}{t} \frac{W}{m^2} = 18 \frac{W}{m^2}, \text{ wobei } c_6 = 1 \text{ ist.}$$

Daraus folgt

$$E_{\text{imp}} \leq 18 \frac{W}{m^2}.$$

Dann ist der MZB-Wert für die Dauer T der gesamten Pulsfolge zu ermitteln. Hier ist Vorsicht angebracht, da diese Werte nur bis 30000s angegeben sind. Für $E_{\text{MZB}}(T)$ muß zwangsläufig der Wert für 30000s aus Tabelle 6 der DIN angenommen werden, d.h., da $t < T_2$ ist,

$$E_{\text{MZB}} = 18 \cdot t^{0,75} \cdot \frac{1}{t} \cdot c_6 \frac{W}{m^2}, \text{ daraus folgt}$$

$$E_{\text{MZB}}(T) = 1,37 \frac{W}{m^2}.$$

2. Weiterhin gilt für die mittlere Leistung im Pulszug:

$$E_m = E_{\text{imp}} \cdot N \cdot t = E_{\text{imp}} \cdot \frac{1}{450\text{s}} \cdot 1\text{s}.$$

Dieser Wert muß kleiner als der Grenzwert für einen angenommenen Impuls der Gesamtmeßdauer sein:

$$E_m \leq E_{\text{mzb}}(T), \text{ d.h.}$$

$$E_{\text{imp}} \cdot \frac{1}{450} \leq 1,37 \frac{W}{m^2} \text{ bzw. } E_{\text{imp}} \leq 615,5 \frac{W}{m^2}$$

Der nun erhaltene MZB-Wert ist unbedingt noch einmal der Ausgangsforderung gegenüberzustellen! Somit erhält man als maximal zulässigen Wert der Leistungsdichte unter der beschriebenen hypothetischen Bestrahlungssituation

$$E_{\text{imp}} \leq 18 \frac{W}{m^2}.$$

Bezogen auf einen Strahldurchmesser von 7mm ergibt dies eine zulässige Strahlungsleistung des Lasers von $0,693\text{mW} \approx 0,7\text{mW}$.

3. Legt man bei ansonsten gleichen Ausgangsbedingungen eine Einzelimpulsbreite der Bestrahlung von $t=10\text{s}$ zugrunde, so ergibt sich folgende Rechnung nach dem vorangegangenen Schema.

$$E_{\text{imp}} \leq E_{\text{MZB}}(t); \quad E_{\text{MZB}}(t) = E_{\text{MZB};632,8\text{nm}}(10\text{s}) \approx 10 \frac{W}{m^2}, \text{ daraus folgt}$$

$$E_{\text{imp}} \leq 10 \frac{W}{m^2}$$

Da der MZB-Wert für die Dauer T der gesamten Pulsfolge nur bis 30000s angegeben ist, muß wiederum für $E_{\text{MZB}}(T)$ zwangsläufig der Wert für 30000s angenommen werden:

$$E_{\text{MZB}}(T) = 1,37 \frac{W}{m^2}$$

4. Für die mittlere Leistung im Pulszug gilt:

$$E_m = E_{\text{imp}} \cdot N \cdot t = E_{\text{imp}} \cdot \frac{1}{450s} \cdot 10s$$

Dieser Wert muß der Bedingung $E_m \leq E_{\text{MZB}}(T)$ genügen, d.h.

$$E_{\text{imp}} \cdot \frac{1}{45} \leq 1,37 \frac{W}{m^2} \quad \text{bzw.} \quad E_{\text{imp}} \leq 61,65 \frac{W}{m^2}$$

Stellt man die Grenzwerte diesen Abschätzungen gegenüber, so ist der kleinste MZB-Wert zu wählen. Als maximal zulässigen Wert der Leistungsdichte unter der beschriebenen angenommenen Bestrahlungssituation erhält man somit:

$$E_{\text{imp}} \leq 10 \frac{W}{m^2}.$$

Bezogen auf einen Strahldurchmesser von 7mm ergibt dies eine zulässige Strahlungsleistung des Lasers von 0,385mW.

Da die Durchführung von 4 Einzelmessungen innerhalb einer einzigen Blutpulsperiode aufgrund der Fixierschwankungen und Augenbewegungen nur theoretisch betrachtenden Wert hat, wurde für die Experimente zur Leistungsminimierung von einer Expositionszeit von je 10s und einer zulässigen maximalen Strahlungsleistung im Meßarm von 0,38mW als Obergrenze ausgegangen, bei der die Funktion des Interferometers noch gesichert sein muß.

Für die Anwendung dieses Laser-Meßgerätes in einer Meßeinrichtung am Auge müssen entsprechende Sicherheitssysteme vorhanden sein, die eine unzulässig lange Exposition je Meßvorgang sicher ausschließen. Empfehlenswert ist es weiterhin, die Strahlungsleistung des Lasers unter Berücksichtigung der technischen Möglichkeiten deutlich unterhalb dieses Wertes auszulegen, um das subjektive Blendungsempfinden zu minimieren. Selbstversuche ergaben dabei, daß selbst Leistungen von 30µW noch unangenehm hell erscheinen und erst ab 0,6µW ein Blick in den Strahl tolerierbar wird. Würde ein Wechsel der Laserwellenlänge in den Nahinfrarotbereich möglich, entfielen dieser Sachverhalt. Gleichzeitig erhöht sich der MZB-Wert der Laserleistung auf 0,614mW für 799nm, 0,68mW für 820nm bzw. 3,48mW für 1064nm.

3.4.4. Zusammenfassung der technischen Anforderungen

Die beiden Funktionsgruppen zur Staudruckerzeugung und zur Erfassung der Verformung sind zwar separat aufgebaut, werden jedoch in Einheit betrieben. Nachfolgend sind die aus der Meßaufgabe resultierenden Anforderungen und Festlegungen für beide zusammengestellt, die im laserinterferometrischen Tonometeraufbau (LIT) zusammenfließen. Auf die Arbeiten zur Anpassung wird in den Kapiteln 4 und 6.2 eingegangen.

Gestaltung der Messung:	Korneaverformung durch ansteigende und schnell abgeschaltete äußere Druckwirkung; Messung der gesamten Oberflächenbewegung bis Abklingen des Ausschwingens
Dauer eines Meßvorgangs (bestehend aus 4 Einzelmessungen)	<10s (Annahme: Laserexposition über gesamte Zeit)
Wiederholung eines Meßvorganges	alle 7,5min (450s) (Erfassung tageszeitlicher Schwankungen)
erwartete Dauer eines Vorgangs	0,25s (Lidschlußreflex)
Aufnahmezeitraum	8h
Erzeugung der Oberflächenverformung:	Staudruck (Luftimpuls) oder Strahlungsdruck (Ultraschall)
Anstieg des externen Drucks	linear bis 80ms (Abschaltzeit einstellbar)
maximaler Applikationsdruck	80mmHg (über Anstiegszeit einstellbar)
Breite der Abschaltflanke	<0,1ms (gefordert)
Messung der Oberflächenbewegung	polarisationsoptisches Laserinterferometer, geeignet zur dynamischen Messung
maximal zulässige Laserleistung	0,38mW
Abfragefrequenz des Zählers	>10kHz (1 Wert alle 0,1ms)
Ordnungsfrequenz, Grenzfrequenz der Fotoempfängerbaugruppe	>1,6MHz
Speicher für Meßwerte aus 4 Einzelmessungen	>10000 Meßwerte
Allgemeinforderung	Funktionsfähigkeit unter den Rahmenbedingungen bei Messungen am Auge (gekrümmte Oberfläche, Flächenverkippen, geringe Reflektion)

Tab.3.4.7: Zusammenfassung der Anforderungen an die Komponenten

3.5. Meßobjekte zum Test des Verfahrens

Die Erprobung eines solchen, bei erfolgreicher Umsetzung zur späteren Anwendung am menschlichen Auge bestimmten, Versuchsaufbaus setzt den Test und Messung an geeigneten Meßobjekten voraus. Sicherheitsgründe verbieten in dieser frühen Entwicklungsphase jedoch verständlicherweise die Messung an Probanden bzw. am lebenden Auge. Abgesehen davon, daß enukleierte Menschaugen aufgrund des Bedarfs an Spenderkorneae für solche Zwecke nicht zur Verfügung stehen, wird in [SOERGEL] auch sehr deutlich gezeigt, daß die mechanischen Eigenschaften wesentlich von der Funktionsfähigkeit des Endothels abhängen (vergl. Kap. 3.2.1), die post mortem stark abfällt und spätestens nach 24 Stunden völlig zum Erliegen kommt. Somit ist die Übertragbarkeit von in vitro am Auge gewonnenen Daten auf

die Verhältnissen in vivo grundsätzlich fraglich, zumal sich die Messungen an ein und demselben Meßobjekt durch den fortschreitenden und unaufhaltbaren Zerfall nicht längerfristig wiederholen lassen, also die Reproduzierbarkeit stark eingeschränkt ist. Hinzu kommt, daß verschiedene Meßobjekte interindividuell in ihren Eigenschaften streuen können. Da in der Praxis nur selten Messungen an frisch enukleierten oder kurz vor der E nukleierung (aus medizinischer Indikation) stehenden Augen möglich sind, ist dieser Sachverhalt, der ein allgemeines und schwerwiegendes Problem bei der Tonometerkalibrierung an entnommenen Augen darstellt, zu berücksichtigen. Dies gilt auch, wenn mit enukleierten Schweineaugen gearbeitet wird. Zudem zeigen Schweineaugen bei dynamisch-mechanischen Messungen, wie sie zur Material- und Gewebscharakterisierung vorgenommen werden, ein sehr von dem des menschlichen Auges abweichendes Verhalten [SOERGEL]. Es besteht somit der Wunsch, ein Meßobjekt mit der Möglichkeit zur Einstellung des Innendrucks zur Verfügung zu haben, das sich aus tonometrischer Sicht äquivalent zum menschlichen Auge verhält, alterungsbeständig ist und reproduzierbare Messungen ermöglicht, also nichtbiologischer Art ist.

Lediglich zur Überprüfung von NCT existieren Prüfkörper, bestehend aus einem Zylinder aus Kautschukmaterial, dessen eines Ende von einer konvex gewölbten Membran mit korneaähnlicher Krümmung überspannt wird. Der gesamte Prüfkörper ist dabei aus einem Stück gegossen, wobei die Membran mit (ihrer sehr glatten und somit reflektierenden) Oberfläche wesentlich dünner und deshalb mit ihrem Rand flexibel im Träger aufgehängt ist.

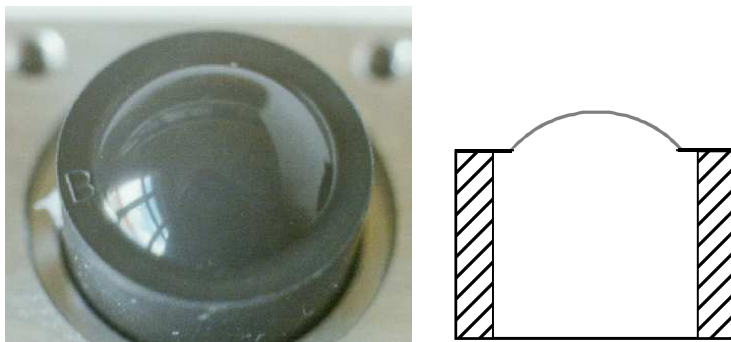


Abb.3.5.1: Testkalotte für NCT CT20D und Prinzipschnitt

Diese Prüfkörper werden jeweils in Einheiten von 3 Stück in verschiedenen „Druckstufen“ und in strenger Bindung an den Kauf eines Gerätes geliefert und vom Hersteller ausgemessen. Der angegebene Zahlenwert entspricht dem vom NCT anzuzeigenden Wert und repräsentiert dabei die Reaktion des NCT auf die Gesamtverformung bzw. das gesamte mechanische Verhalten des Körpers. Die unterschiedlichen „Druckwerte“ bei gleichartigem Bau werden vermutlich durch verschieden dicke Membranen gewährleistet. Angaben zum verwendeten Kunststoff und dem Wirkmechanismus waren nicht in Erfahrung zu bringen. Mangels einer geeigneten bereits existierenden Lösung blieb nur die Eigenentwicklung eines solchen mechanischen Augenphantoms.

Da einerseits zum mechanischen Verhalten des Auges kaum verwendbare Untersuchungen existieren und anzunehmen war, daß sehr vielfältige, komplexe und schwer zu beschreibende mechanische Verkopplungen, z.B. Spannungszustände intraokularer Muskeln (Linse, Iris) und auch geometrisch-morphologische Besonderheiten, z.B. Vorderkammerbau, Strömungsverhältnisse des Kammerwassers, u.ä., Einfluß auf das gesamte mechanische Verhalten haben, andererseits aber in der Tonometrie die Kornea (mit ihren spezifischen Eigenschaften) das eigentliche „Zielgebiet“ darstellt, wurde die Aufgabenbreite zugunsten der

Realisierbarkeit eines solchen Aufbaus radikal eingeschränkt. Der Schwerpunkt lag damit auf der Entwicklung eines mechanischen Augenphantoms mit einstellbarem Innendruck und mit der Kornea des menschlichen Auges ähnlichen Verformungseigenschaften sowohl in statischer (klassische Kontakttonometrie) als auch dynamischer (NCT, neues Meßverfahren) Hinsicht. Mit Gestaltung einer Halbkugel wurde die Geometrie der Meßoberfläche vereinfacht. Die Kornea hingegen ist jedoch nur im optischen Zentralbereich tatsächlich sphärisch gekrümmt, ihr horizontaler Durchmesser weicht von dem vertikalen ab und die Korneadicke nimmt zum Rand hin zu.

Die geplante Durchführung von Vergleichsmessungen mit dem Goldmann-Tonometer verlangte ein mit dem Auge identisches Benetzungsverhalten. Für die spätere Anwendung am Interferometer-Tonometer ist eine kratzerfreie und etwa 2,5% der auftreffenden Strahlung reflektierende Oberfläche, erforderlich.

Ausgangspunkte für die Frage, welche Parameter der Kornea bei der Beschreibung ihres mechanischen Verhaltens entscheidend sind, bildeten die Untersuchungen in [SOERGEL] und die Aussage von Ferry [FERRY], daß der Schermodul eines Stoffes charakteristisch für sein mechanisches Verhalten ist. Damit wurde der dynamische Schermodul als charakteristischer Parameter herangezogen. Leider lagen für die Untersuchungen in [SOERGEL] (vergl. Kap.5.3.3, Abb. 5.3.1 und 5.3.2) aus den bereits erwähnten Gründen keine frischen Korneae vor, so daß sich nur an Angaben für ein post mortem Intervall (pmi) größer 53h orientiert werden kann und in vivo höhere Werte vermutet werden müssen. Damit ergaben sich als Startpunkte für die Entwicklung und weiteren Arbeiten folgende Vereinbarungen.

Durchmesser der Kunststofffläche	11mm
äußerer Krümmungsradius	8mm
Schermodul	≈100kPa
Dicke	0,5mm
Oberfläche	- optische Qualität, $R \approx 2,5\%$ - Benetzungsverhalten wie Kornea
Kunststoff	- alterungsbeständig - möglichst problemlos verarbeitbar
Tägersystem für Kalotten	- spannungsfreie Fixierung - einstellbarer Innendruck

Tab.3.5.1: Vereinbarungen für ein Augenphantom und Ausgangspunkte für die Entwicklung

Aus ihnen leiteten sich die folgenden, begleitenden Aufgaben ab:

- Auffinden und Charakterisieren eines Kunststoffs mit entsprechend mechanischem, optischem und hydrophilem Verhalten
- Formung und Verarbeitung, Entwicklung geeigneter Technologien
- Entwicklung eines Trägersystems
- Erprobung, tonometrische Vergleichsmessungen

4. Anwendung und Optimierung der meßtechnischen Komponenten

4.1. Anpassung des Laserinterferometers

Das von der Fa. SIOS Meßtechnik GmbH Ilmenau gefertigte Planspiegel-Interferometer SP120 war ursprünglich für den technischen Einsatz vorgesehen und sollte für die Meßaufgabe speziell angepaßt werden. D.h. es mußte geprüft werden, ob die in Kap.3.4 aufgestellten Anforderungen auch erfüllt werden können. Maßgeblich bestimmt werden die Funktionsgrenzen des Gerätes dabei durch die im Interferenzbild zur Verfügung stehende Signalleistung und die Geschwindigkeit der Meßoberfläche (Ordnungsfrequenz des Interferenzbildes und Grenzfrequenz der Fotoempfänger). Für den Interferometeraufbau bedeutete dies konkret den Nachweis der Funktion beim Einsatz an konvexen Oberflächen mit einem der Kornea ähnlichen Krümmungsradius von etwa 7,86mm, einer Reflektion von etwa 2,5%, einer maximalen Meßflächengeschwindigkeit von 52,2cm/s (als Extremfall, siehe Anhang) d.h. einer maximalen Ordnungsfrequenz von etwa 1,65MHz sowie bei einer Strahlungsleistung des Meßstrahls von deutlich unterhalb 0,38mW im Laboraufbau (der zulässige Strahlungsgrenzwert besitzt eine starke Blendwirkung).

4.1.1. Strahlungsleistung

Zunächst wurden erste statische Untersuchungen an einem offenen Interferometeraufbau zum Nachweis der prinzipiellen Eignung bzw. zur Durchführung erforderlicher Modifikationen in Hinsicht der geplanten Anwendung am Auge durchgeführt. Da Probekörper mit zum menschlichen Auge äquivalenter Geometrie und Reflektion nicht zu beschaffen waren, kamen ebene und sphärische Flächen (Planplättchen, Linse $r_k=6,3\text{mm}$) aus Glas (BK7, $n_{632,8}=1,5151$, $R=4,2\%$) Verwendung fanden. Zur Einschätzung der Funktionsfähigkeit wurden die Ausgangssignale der beiden Fotoempfänger (bei schwingendem Referenzspiegel) in x-y-Darstellung als Lissajousfigur auf einem Oszillograph herangezogen [ROTHER], die später durch Messungen am Augenphantom und unter Nutzung des Gesamtgerätes ergänzt wurden. Variiert wurde neben der Strahlungsleistung im Meßstrahl und dem Meßabstand auch das Verhältnis der Strahlungsleistungen im Meß- und Referenzarm zur Erhöhung des Kontrastes des Interferenzbildes. Eine prinzipielle Eignung des Interferometeraufbaus konnte nachgewiesen werden, wobei sich abzeichnete, daß aufgrund der Messung an gewölbten Oberflächen eine Fokussierung des Meßstrahls auf das Meßobjekt empfehlenswert sein würde. Die maximale Leistung im Meßarm betrug 0,15mW. Die bei der verwendeten Linse gewonnenen Ergebnisse wurden hinsichtlich Oberflächenkrümmung und Reflektion auf die am Auge zu erwartenden Verhältnisse umgerechnet (Erhöhung der Meßstrahlleistung auf das 1,7-fache) [ROTHER].

4.1.2. Dynamik

Für die weiteren Arbeiten stand bereits ein modifiziertes Laserinterferometer mit 2-Empfänger-Anordnung zur Verfügung. Das Ziel der Untersuchungen bestand in der Ermittlung der erfaßbaren maximalen Meßflächengeschwindigkeit bzw. der Grenzfrequenz der Fotoempfänger und somit der Überprüfung des Laserinterferometers auf Eignung zur Messung dynamischer Vorgänge. Meßobjekt bildete dabei wegen der über die Steuerspannung definiert vorgebbaren Auslenkungen ein Niedervolt-Piezoaktor (Typ PX400NV, Piezosystem Jena) mit zugehörigem Ansteuersystem, an dem sich als Antastfläche ein verspiegeltes Deckgläschen befand (dessen Masse gegenüber der bewegten Aktormasse zu vernachlässigen war). Dieser wurde

sinusförmig mit verschiedenen Frequenzen angesteuert [MATZ]. Die zeitliche Auslenkung wurde mit dem Laserinterferometer gemessen und dargestellt. Als Kriterium galt, daß im Interferenzbild bei Überschreiten der Grenzfrequenz der Fotoempfänger die definierte Weiterverarbeitung der Signale aussetzt, was sich darin äußert, daß der Zähler im Interferometer für diesen Bereich ausfällt und bei Umkehr der Bewegungsrichtung der Meßoberfläche nicht mehr bis zum Erreichen der Ausgangslage auf Null herunterzählt. Für sinusförmige Bewegungen existiert damit ein Trend anstelle einer Nulllinie, dessen Auftreten darauf schließen läßt, daß die bei der Bewegung $x(t)$ innerhalb einer Periode auftretende Maximalgeschwindigkeit $\frac{dx}{dt}$ zu hoch ist (Abb.4.1.2) [MATZ].

Für die Übertragung der Ergebnisse auf die Verhältnisse bei späteren Messungen an konvexen Oberflächen mit geringer Reflektion wurde davon ausgegangen, daß der ermittelte Grenzfrequenz- bzw. Maximalgeschwindigkeitswert unabhängig von der Signalamplitude (gemessen direkt an den Fotoempfängern) im Interferenzbild ist, solange ein statischer Abgleich (Justage) vorgenommen werden kann und die Verstärkung der Empfängerbaugruppe unverändert bleibt. Da das Produkt aus Bandbreite und Verstärkung für einen Verstärker konstant ist [HIRT], ergibt sich jedoch, daß eine Erhöhung der Empfängerempfindlichkeit zur Kompensation niedriger Signalamplituden unweigerlich zu einer Verringerung der Grenzfrequenz führt. Die Grenzfrequenz für den Betrieb im Bereich maximaler Verstärkung (bei schlechtem Interferenzbildkontrast durch geringe Meßstrahlleistung und schlechter Reflektion) betrug für das SP120 lt. Datenblatt 1MHz.

Mittels zweier Polarisationsfilter wurden (ausgehend von [ROTHER]) für alle Messungen eine Laserleistung von $38\mu\text{W}$ im Referenzarm und $60\mu\text{W}$ im Meßarm (bei Einsatz einer fokussierenden Linse verringerte sich die Leistung auf der Meßoberfläche auf etwa $50\mu\text{W}$) eingestellt. Die Funktionssicherheit des Laserinterferometers konnte bis zu Oberflächengeschwindigkeiten von etwa 300mm/s nachgewiesen werden

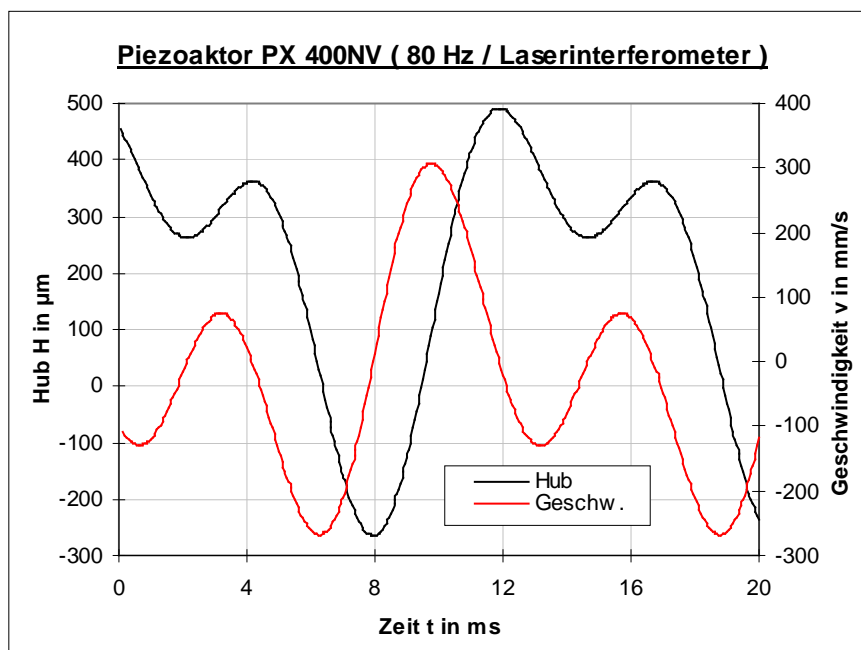


Abb.4.1.1: Darstellung der ermittelten Weg - Zeit - Beziehung $H(t)$ und berechneter Funktion $v(t)$ mit $v_{\max} = 307 \text{ mm/s}$ bei einer 80Hz-Piezoschwingung ($H_{\max} = 755 \mu\text{m}$) [MATZ].

Oberflächengeschwindigkeit Weitere Erhöhungen führten zum Zählerausfall und dem bereits erwähnten Trend, so daß das Gerät in der vorliegenden Konfiguration (Empfängerbaugruppe) grundsätzlich zur Erfassung von Bewegungsvorgängen geeignet ist, den formulierten Anforderungen zur maximalen detektierbaren jedoch nicht völlig entsprochen wurde.

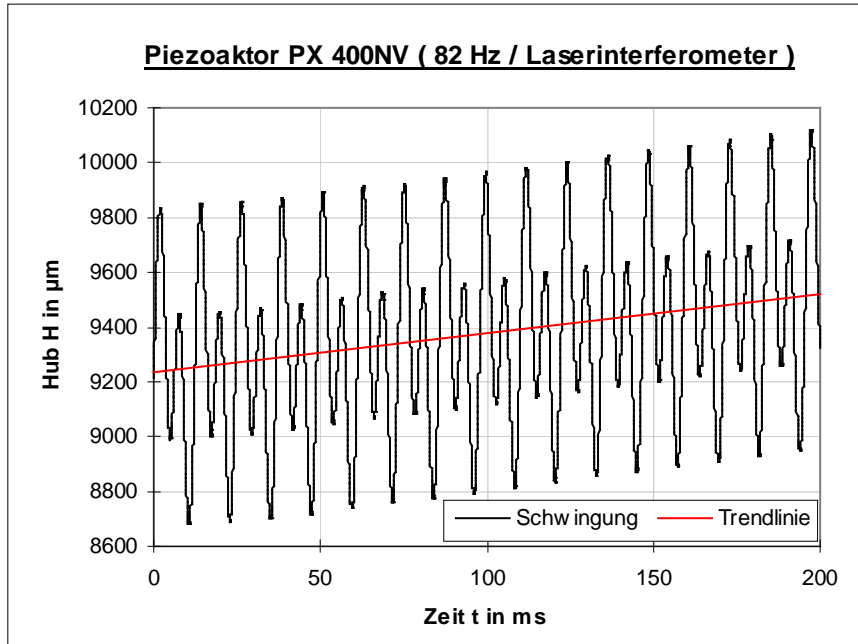


Abb.4.1.2: Darstellung der fehlerhaft detektierten Weg-Zeit-Beziehung bei einer 82Hz-Piezoschwingung ($H_{\max} = 1152\mu\text{m}$, $v_{\max} = 510\text{ mm/s}$) mit Trendlinie (Zählerausfall)

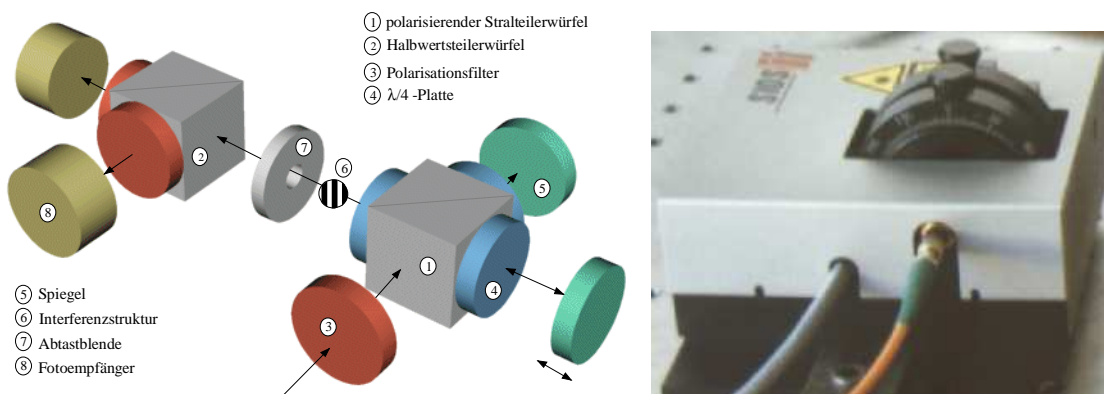


Abb.4.1.3: Interferometermeßkopf (2-Empfänger-Ausführung)

Da Verbesserungen in der Dynamik nur durch Veränderungen in der Empfängerbaugruppe zu erreichen waren, erfolgte im Laufe der Experimente die Umstellung auf eine Vier-Empfänger-Anordnung. Diese ermöglichte eine bessere Kompensation des Offset, also die Verringerung des Einflusses des Gleichanteils im Interferenzbild, was eine Erhöhung des SNR und eine größere Signalverstärkung ermöglichte. Da diese Modifikation lt. Herstelleraussage bzgl. der

Empfängerempfindlichkeit keine Parameterverschlechterung (Grenzleistung) darstellte, blieben die vorangegangenen Untersuchungen gültig [MATZ].

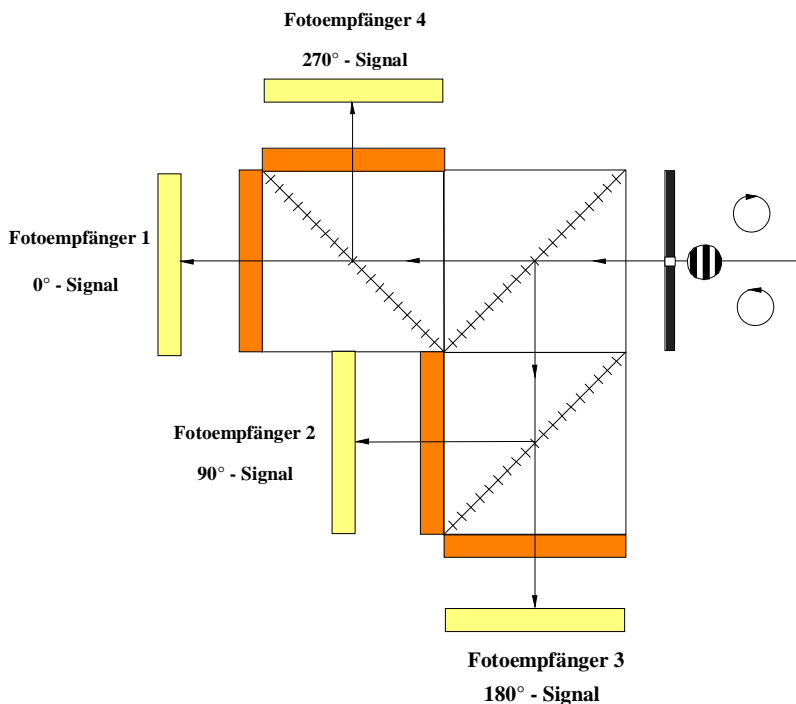


Abb.4.1.4: Prinzip der Vierempfänger-Anordnung [MATZ]

4.1.3. Positioniergenauigkeit

Für die praktische Untersuchung der vom Interferometer tolerierbaren Flächenverkipfung bzw. seitlichen Fehlpositionierung wurde der Augendrehpunkt im Bereich von 13-16mm hinter dem Hornhautscheitel angenommen. Zum Einsatz gelangte ein auf einem Präzisionsdrehtisch unter diesen Vereinbarungen montiertes Augenmodell mit einem Krümmungsradius der Meßfläche von 8,26mm. Der Meßstrahl des Interferometers wurde auf einen zwischen Meßoberfläche und Krümmungsmittelpunkt liegenden Punkt fokussiert, um den Einfluß der Divergenz der Reflektion aufgrund der konvexen Oberfläche zu minimieren. Dies ist als Kompromiß zwischen der Oberflächengeometrie im unverformten und maximal verformten Stadium anzusehen. Als Funktionsgrenze des Interferometers bzw. Abbruchkriterium wurden 30% der Ausgangsamplitude der Fotoempfänger subjektiv festgelegt. Erst unterhalb dieses Wertes nahm der Einfluß von im Oszillographenbild beobachtbaren Störungen zu. Kippwinkel des Modells, Flächenverkipfung im Auftreffpunkt und resultierender Seitenversatz zum „idealen“ Auftreffpunkt sind dabei hinsichtlich ihrer Wirkung in einander umrechenbar (vergl. Kap.3). Nach Voreinstellung des Abstandes des Augendrehpunktes zum Korneapol wurde das Augenmodell um den Winkel α bis zum Abbruchkriterium gedreht und der entsprechende Winkel abgelesen. Die begleitenden, interessierenden Werte wurden berechnet. Die Ergebnisse sind in Tabelle 4.1.1 zusammengestellt. Demzufolge toleriert das Interferometer höhere Seitenverschiebungen bzw. Kippwinkel als theoretisch zu erwarten gewesen wären (Kapitel 3.4.1.). Zurückzuführen ist dies auf die Meßstrahlfokussierung. Die Schwankungsbreite der zulässigen Seitenverschiebung Δx ist auf Meßfehler (Ablesefehler) zurückzuführen. Für den ungünstigsten Fall und mit $r_K = 8,26\text{mm}$ gilt für sie der Wert von 0,013mm.

Abstand vom Augendrehpunkt zum Korneapol a_{ges} [mm]	13	14	15	16
„Blickverkipfung“ α [°]	0,16	0,13	0,13	0,12
Polverschiebung [mm] ($= a_{ges} \cdot \sin \alpha$)	0,036	0,032	0,034	0,033
Verschiebung des senkr. Auftreffpunktes ($\Delta x = (a_{ges} - r_K) \cdot \sin \alpha$) [mm]	0,013	0,013	0,015	0,016
Flächenverkipfung im Auftreffpunkt ($\sin \gamma = \frac{a_{ges} \cdot \sin \alpha}{r_K}$) [°]	0,25	0,22	0,24	0,23

Tab.4.1.1: Praktische Untersuchung der tolerierbaren Flächenverkipfung bzw. des Seitenversatzes des Meßstrahls

Als kleinster, tolerierbarer Wert der Flächenverkipfung, der von einer automatischen Positioniervorrichtung des Laserinterferometerkopfes unterschritten werden muß, kann in Verbindung mit dem Augenmodell ein Winkel $\gamma=0,22^\circ$ (Tab.4.1.1) angegeben werden. Geht man von einer absoluten, idealen Positionierung des Meßkopfes aus, so führt die in Kapitel 3.4.1. genannte maximale Blickdrift von $0,42^\circ$ bei worst-case-Bedingungen ($r_K = 6,5\text{mm}$, $a_{ges} = 16\text{mm}$) jedoch bereits zu einer Flächenverkipfung von $\gamma=1,03^\circ$.

Wie bereits erwähnt, läßt sich der Meßblendendurchmesser nicht beliebig verkleinern. Einerseits geht mit ihm auch die Leistung an den Fotoempfängern zurück, wobei jedoch einer Leistungserhöhung des Meßstrahls durch die MZB-Werte der Lasersicherheit (Kapitel 3.4) und im sichtbaren Wellenlängenbereich durch das Blendungsempfinden Grenzen gesetzt sind. Andererseits existieren technologische Grenzen, bis zu denen kleinste Durchmesser für optische Abbildungen in präziser Geometrie gefertigt werden können. Da für die seitliche Verschiebung vom Korneapol gilt $\Delta x = (a_{ges} - r_K) \sin \alpha$ mit $\sin \alpha = \frac{r_K}{a_{ges}} \sin \gamma$, muß die

Grenze der maximalen Fehlpositionierung mit $\gamma=0,22^\circ$ bei „stehendem Auge“ und den ungünstigsten Bedingungen $r_K = 6,5\text{mm}$, $a_{ges} = 16\text{mm}$ unter $0,0148 \approx 0,015\text{mm}$ bleiben, sich also in einem extrem engen Bereich bewegen. Demgegenüber sei als Abschätzung ergänzend folgendes interessante Phänomen zu erwähnen (geg.: $r_K = 6,5\text{mm}$, $a_{ges} = 16\text{mm}$): Eine Meßblende mit dem Durchmesser $D=0,8\text{mm}$ führt zu einer theoretisch zulässigen maximalen Flächenverkipfung von $\gamma=0,0276^\circ$ (nach Gl.3.4.7, Kapitel 3), die bereits bei einem Strahlversatz von nur $0,00186\text{mm}$ erreicht wird. Dem steht aber ein real ermittelter Wert von $\gamma=0,22^\circ$ gegenüber, der einem Strahlversatz von $0,0148\text{mm}$ entspricht. Am Interferometer ($\lambda=632,8\text{nm}$) würde die Verkipfung von $\gamma=0,22^\circ$ jedoch theoretisch einen Blendendurchmesser von $100,5\mu\text{m}$ erfordern, bei Steigerung der Wellenlänge auf 1064nm (NdYAG) wären dies $169\mu\text{m}$. Gibt man unter den obigen Vereinbarungen zur Geometrie hypothetisch eine erreichbare Positioniergenauigkeit von $<0,1\text{mm}$ vor, entspräche diese im Extremfall einer Flächenverkipfung von $\gamma=1,485^\circ$ und einem theoretisch erforderlichen Blendendurchmesser von maximal $D=14,9\mu\text{m}$ für $\lambda=632,8\text{nm}$ und $25,06\mu\text{m}$ für $\lambda=1064\text{nm}$. Gibt man unter den obigen Vereinbarungen zur Geometrie eine erreichbare Positioniergenauigkeit von $<0,05\text{mm}$ vor, entspräche diese im Extremfall einer

Flächenverkipfung von $\gamma=0,74^\circ$ und einem theoretisch erforderlichen Blendendurchmesser von maximal $D=29,8\mu\text{m}$ für $\lambda=632,8\text{nm}$ und $50,1\mu\text{m}$ für $\lambda=1064\text{nm}$.

Aus der betrachteten Gegenüberstellung, daß eine Blende des realen Durchmessers $D=0,8\text{mm}$ im untersuchten Aufbau in ihrer Wirkung einer Blende des Durchmessers $0,1\text{mm}$ ($\lambda=632,8\text{nm}$) bzw. $0,169\text{mm}$ ($\lambda=1064\text{nm}$) vergleichbar ist, sind hier noch Perspektiven hinsichtlich einer automatischen Nachführung des Interferometers zur Messung am Auge zu erwarten, zumal im NIR die Strahlleistung erhöht werden kann.

4.2. Untersuchungen zur Strahlungsdruck- und Staudruckapplikation

4.2.1. Ultraschall-Strahlungsdruckapplikation

Die grundsätzlichen Probleme bei der Erzeugung hoher Ultraschalleistungen in Luft wurden bereits erwähnt. Nach Vorgabe von Strahlungsdruck und Zeitverlauf erfolgte die Entwicklung eines Ultraschallapplikators im IzfP der FHG in Saarbrücken. Sie dauerte jedoch länger als geplant. Auf die konkrete Umsetzung (Schwingerbauteile) und die Detailparameter (Schwingfrequenz, Anpassung) konnte kein Einfluß genommen werden. Im Schwinger kamen auf 2 konzentrischen Kreisen angeordnete und zu einem Fokus hin geneigte Stapelaktoren zum Einsatz, die in Epoxidharz eingebettet wurden. Die Oberfläche des Applikators wurde unter Berücksichtigung dieser Neigung als konkave Schalllinse geformt. Im Generatorteil fanden zur Ansteuerung zwei high-end-Leistungsendstufen in Brückenschaltung Verwendung, um die erforderliche hohe elektrische Leistung aufbringen zu können. Die Schwingfrequenz von 250kHz ergab sich dabei aus der Ansteuerung der eingesetzten Stapelaktoren mit ihrer Resonanzfrequenz, bedeutete jedoch, daß der Betrieb dieser Endstufen aufgrund der Sendefrequenz oberhalb der Grenzfrequenz erfolgte, was wiederum die Ausgangsleistung erheblich verminderte.



Abb.4.2.1: Ultraschall-Strahlungsdruckapplikator (zu erkennen sind die in die konkave, fokussierende Oberfläche eingebetteten Aktoren)

Probleme bereitet die Messung der Schalleistung bzw. des Strahlungsdruckes bei höheren Frequenzen in Luft. Mangels geeigneter Meßtechnik konnte der Strahlungsdruck des Gerätes nicht angegeben werden. Da auch für die spätere Anwendung keine Meßmittel zur Verfügung standen, wurden Referenzmessungen zu der Wirkung eines Luftimpuls-Staudrucks auf einen Probekörper (über die Verformung) in Betracht gezogen.

Als erster Funktionstest wurde der Fokus des Schwingers auf eine völlig ruhige Wasseroberfläche gerichtet. Bei seitlicher Betrachtung der Spiegelungen war beim Auslösen des Schallimpulses nur eine minimale Wellenbildung erkennbar. Dies bestätigte zwar die grundsätzliche Funktionsfähigkeit des Gerätes, wies allerdings auch darauf hin, daß der erreichbare Strahlungsdruck in der vorliegenden Konfiguration zu niedrig ist. Versuche mit NCT-Prüfkalotten als Meßobjekt führten lediglich zu Verformungen von maximal 90nm (Objekt: Testkalotten für NCT-CT20D, Wert „13,4mmHg“), was in Hinblick auf eine spätere Anwendung am Auge (Dicke des Tränenfilms bereits im μm -Bereich, pulsatorische Oberflächenbewegungen der Kornea) als zu gering anzusehen ist.

Zur Erhöhung des Schalldruckes wurde vom Hersteller ein neuer Transducer in Form eines unfokussierenden Kolbenschwingers mit aufgebrachter weicher PU-Koppelschicht entwickelt, dessen Schallfeld durch Reflektion an einer konkaven Oberfläche fokussierbar ist. Bei einem Schwingerdurchmesser von $d=32\text{mm}$, einer Schwingfrequenz von $f=250\text{ kHz}$ und einer Schallausbreitungsgeschwindigkeit in Luft von $c=343\frac{\text{m}}{\text{s}}$ errechnet sich die Wellenlänge aus

$$\lambda = \frac{c}{f} \text{ zu } 1,372 \cdot 10^{-3} \text{ m und das Nahfeld damit nach der Formel } x_{\text{nah}} = \frac{d_{\text{Schw.}}^2}{4\lambda} \text{ zu etwa } 186\text{mm.}$$

Legt man den Fokus auf etwa ein Viertel der Nahfeldlänge, so erhält man als anzustrebenden Fokusabstand 47mm (gerundet 50mm). Da sich für einen Hohlspiegel der Brennpunkt f aus dem halben Krümmungsradius ergibt, wurde der Spiegel aus Calciumsulfat (Gips) durch Abguß auf einer vorhandenen Kugel mit 220mm Durchmesser hergestellt (Brennpunkt bei 55mm).

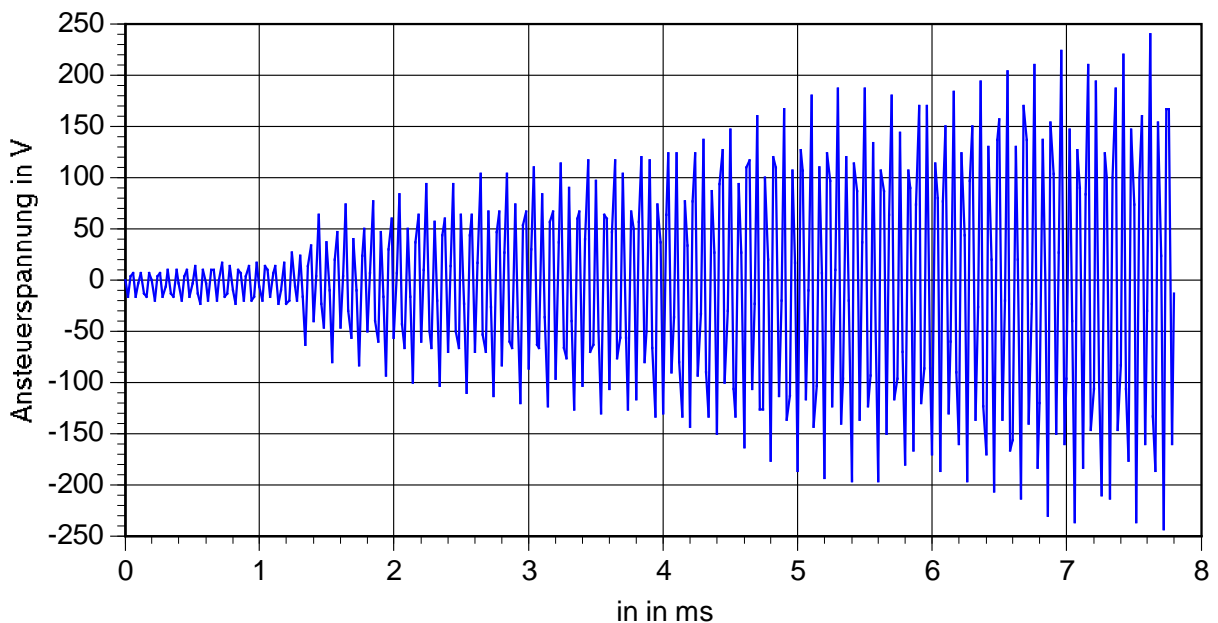


Abb. 4.2.2: Ansteuerspannungsverlauf des Ultraschallgenerators

Zum Nachweis der Funktion wurde zunächst ein Ultraschallimpuls auf ein im Fokus reibungsarm aufgehängtes Papierfähnchen appliziert. Im Gegensatz zum aus konzentrisch angeordneten Einzelschwingern bestehenden fokussierenden Schwinger der ersten Bauform konnte hier bereits eine zwar geringe ($<1\text{mm}$), aber immerhin deutlich wahrnehmbare Auslenkung festgestellt werden. Ein praktischer Test erfolgte in Anlehnung an die Versuche

mit dem ersten Sendekopf bereits am Augenmodell und führten bei Kalotten des Materials 16 ($d=0,2\text{mm}$, Kammerdruck 5mmHg) zu einer Auslenkung von etwa $1\mu\text{m}$.

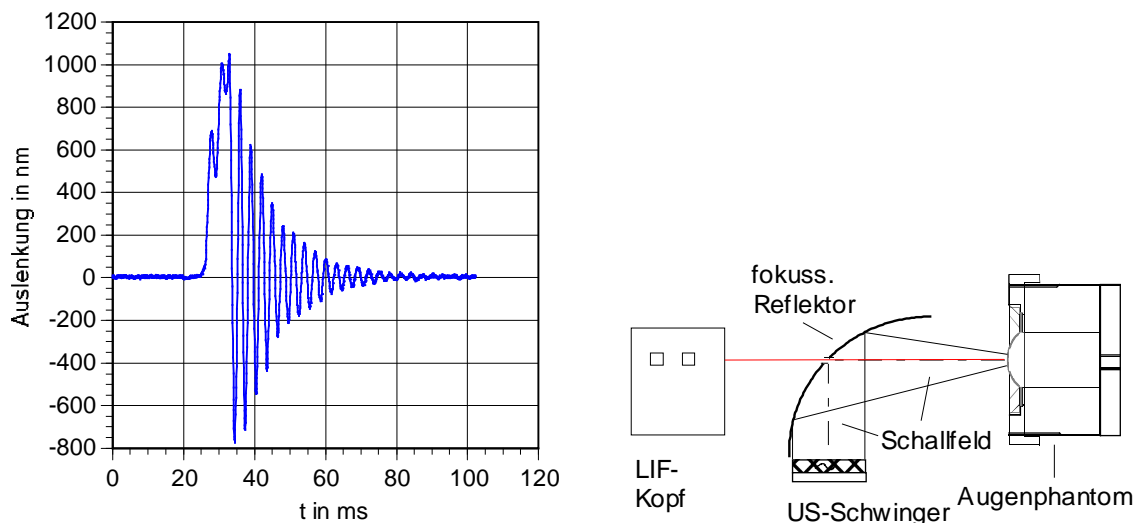


Abb.4.2.3: Verformung einer Kalotte bei Ultraschall-Applikation und Skizze des Aufbaus

Immerhin bedeutete dies die Erhöhung der erreichbaren Auslenkung um etwa eine Dekade. Wenngleich für eine spätere Messung am Auge noch immer zu gering, wurden weitere Kalotten des selben Materials (unterschiedlicher Dicke und unterschiedlicher Kammerdruckwerte, siehe Kapitel 6.1) stichprobenartig untersucht.

4.2.2. Erprobung des Staudruck-Luftimpulsapplikators

Als weitere Möglichkeit der Druckapplikation wurde, da bereits in der Gruppe der NCT bewährt, der Einsatz eines Fluidstrahls erwogen. Untersuchungen zeigten, daß die in den Vorgaben geforderte extrem kurze Abschaltzeit über eine reine Ventilsteuerung wegen der Komprimierung des noch zwischen Ventil und Düsenaustritt (bzw. Augenoberfläche) verbleibenden Restvolumens und den Verzögerungszeiten von Ventilen nicht erreichbar sein würde und nur durch den Einsatz eines mechanischen Verschlusses unmittelbar vor der Ausströmöffnung eines Düsenaufbaus gewährleistet werden könnte. Da zur Vermeidung von Verkippen der Meßoberfläche die Richtung der Druckwirkung im Auftreffpunkt mit der Richtung des Laserstrahls des Interferometers jedoch identisch sein muß und jede Störung des Laserstrahls (auch das Einschwenken eines transparenten Mediums) zum Funktionsausfall führt, kam darum in einem ersten Entwicklungsstadium ein spezieller Düsenkopf mit zwei zueinander geneigten Düsen zum Einsatz. Weitere Kennzeichen waren eine zentrale Bohrung zur Laserstrahldurchführung und ein über Drehmagnet (24V, übersteuert mit 100V) betätigter mechanischer Verschluß (Schwenkblende), der nur die Düsenöffnungen überdeckt. Der geometrische Schnittpunkt beider Düsenachsen liegt auf der Laserachse 15mm vor der Vorderkante des Düsenkopfes. In den Düsenkopf integriert wurde eine Linse zur Fokussierung des Laserstrahls auf einen Bereich zwischen Auftreffpunkt und Krümmungsmittelpunkt (wie Kap.4.1.3). Durch den Einsatz von Drosselventilen ist ein Abgleich der Luftströme beider Düsen möglich. Der Neigungswinkel beider Düsen zueinander betrug 30° und konnte aus konstruktiven Gründen nicht weiter verkleinert werden. Steilere Düsenwinkel (ebenfalls untersucht) ermöglichen zwar kürzere Bauformen, führen aber im Achsenschnittpunkt zu stärkeren Verwirbelungen und drastischeren Auswirkungen von geringen Differenzen im Zeit-

und Amplitudenverlauf der Teilluftströme. Da im Schnittpunkt eine Überlagerung beider erfolgt, aus der die Richtung der Druckwirkung resultiert, traten Oberflächenverkipungen mit der Folge des Funktionsausfalls des Interferometers häufiger auf als am 30°-Kopf. Aufgrund der dadurch bewirkten hohen Zahl von Fehlmessungen (Interferometerausfälle durch Oberflächenverkipungen) wurde von dieser Applikatorgeometrie Abstand genommen.

Abb. 4.2.4 zeigt den zuerst verwendeten Düsenkopf

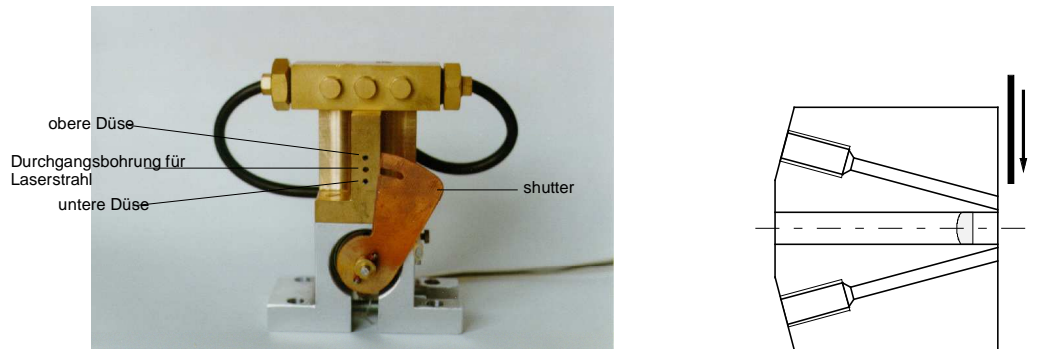


Abb.4.2.4: Düsenkopf (Typ 1) und Prinzipskizze (Endanschlag für Schwenkblende nicht dargestellt)

Im Gegensatz zu den meisten NCT wird der Fluidstrom nicht durch Betätigung eines Kolben-Zylinder-Systems zum Zeitpunkt der Messung erzeugt, sondern von einem Kompressor mit einem Druckreservoir bereitgestellt (Arbeitsdruck zunächst 5bar, später 3bar). Die Applikation erfolgt magnetventilgesteuert, wobei der zeitliche Verlauf sich durch die Strömungsverhältnisse innerhalb des gesamten Systems ergibt, da ein Proportionalventil anfangs nicht zur Verfügung stand. Der maximal applizierbare Staudruck (in Abhängigkeit vom Windkesseldruck) läßt sich über die Zeitdauer zwischen Magnetventilaufsteuerung und Schließen der Schwenkblende (und des Ventils) begrenzen. Diese Zeit ist im Bereich von 10 bis 75ms einstellbar. Aufgrund der Trägheit des Ventils wird der Abschaltvorgang maßgeblich durch die Schwenkblende bestimmt. Die Verzögerung zwischen am Drehmagneten anliegendem elektrischem Signal und Eintritt der Blendenkante in den Düsenquerschnitt konnte durch Justierung der Ausgangslage nahe zu den Düsenöffnungen auf konstant 3ms gesenkt werden. Die für eine steil abfallende Luftimpulsflanke jedoch entscheidende Zeit zwischen Beginn des Eintritts der Schwenkblende in die Düsenquerschnitte und deren vollständigem Verschluß (Abb.4.2.5) von 0,5ms erwies sich zwar gleichfalls als konstant, entsprach jedoch nicht vollständig der Vorgabe von 0,1ms und war wegen der bereits 4-fachen Übersteuerung des Drehmagneten nicht weiter zu verringern. Da sich zeigte, daß die konstruktive Gestaltung des Endanschlages zum Prellen der Schwenkblende (Abb.4.2.6) führen kann, wurde eine Bedämpfung vorgesehen.

Die relativen Zeitverläufe des Staudruckes wurden vom Hersteller durch Anblasen eines Anschlußstutzens eines Drucksensors ermittelt und wie in Abb.4.2.7 dargestellt angegeben. Erkennbar ist zwar der gewünschte lineare Druckverlauf, allerdings wird die zeitliche Breite der abfallenden Flanke des Luftimpulses mit nur 0,31ms angegeben. Dies ist umso verwunderlicher, da bereits die Verschlußzeit der Schwenkblende über den Düsenquerschnitt (wie oben erwähnt) 0,5ms beträgt.

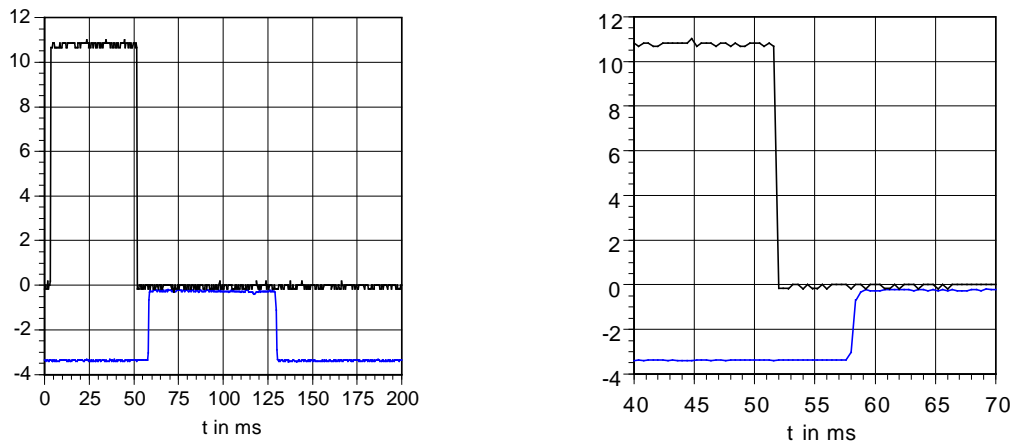


Abb.4.2.5: Steuersignal für die Schaltung des Magnetventil (obere Kurve, Aufsteuerung mit positiver Flanke, eingestellt auf 50ms Öffnungszeit) und Reaktion der Schwenkblende (untere Kurve, Ansteuerung mit negativer Signalfanke des Ventils, gemessen mit Lichtschranke über Düsenquerschnitt) im Auslieferungszustand, rechts aufgelöst für den Schließvorgang

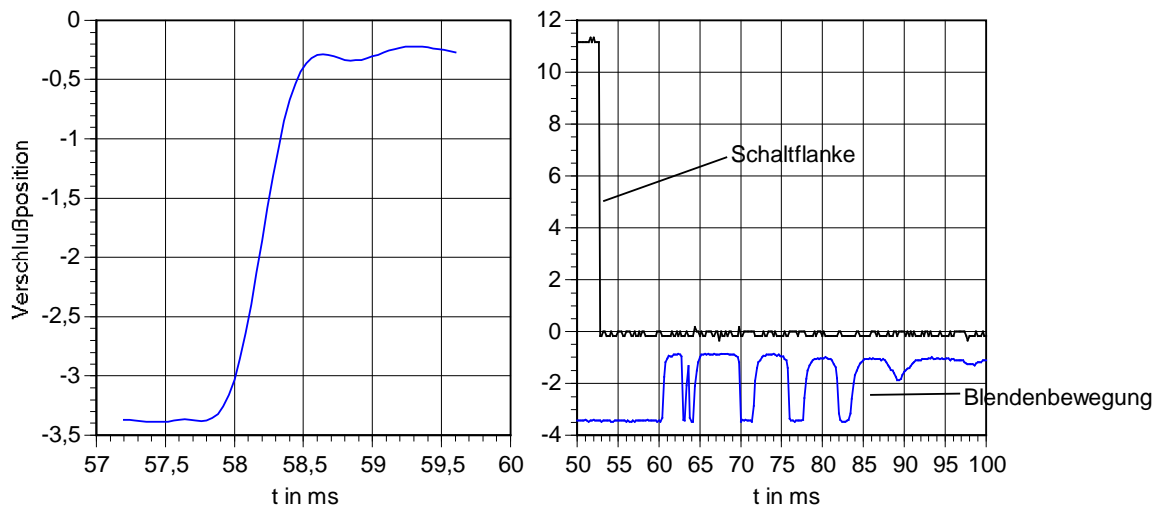


Abb.4.2.6: Bewegung der Schwenkblende über den Düsenquerschnitt und Prellen der Blende bei ungedämpftem Anschlag

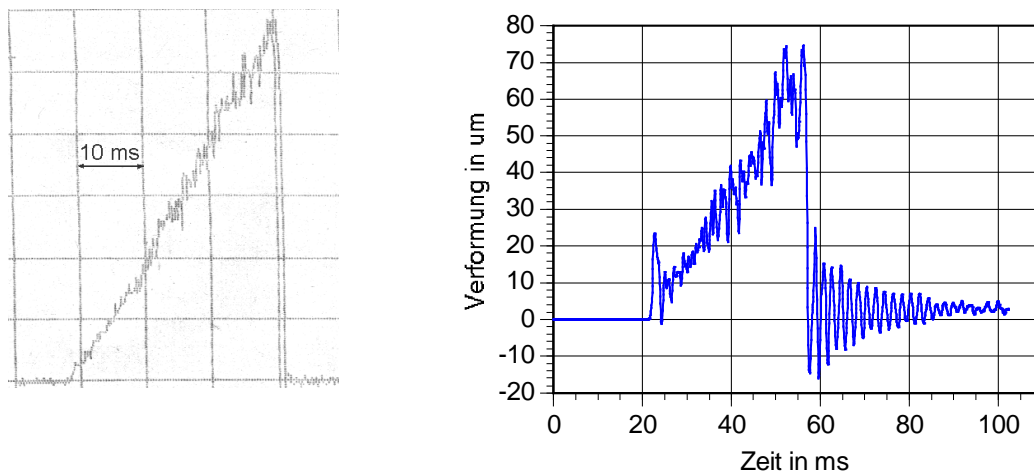


Abb.4.2.7: Zeitverlauf des Staudruckes (Screenshot Sigma GmbH) und an Kalotte gemessener Verformungsverlauf (Mat. 15, $d=0,2\text{mm}$, $P=20\text{mmHg}$), deutlich erkennbar ein Peak bei 22ms (Kesseldruck 3bar)

Zunächst wurden Probemessungen an Kalotten durchgeführt, welche einen untereinander qualitativ ähnlichen zeitlichen Verformungsverlauf hatten, im Bereich der beginnenden Verformung allerdings einen ausgeprägten Peak ungeklärter Herkunft aufwiesen. Aufgrund der fehlenden quantitativen Angabe und berechtigter Zweifel an den Ergebnissen der vom Hersteller angewandten Meßmethode wurde versucht, den tatsächlichen Staudruckverlauf zu ermitteln.

Es wurde anfangs versucht, direkt die druckempfindliche Fläche eines für dynamische Messungen geeigneten Drucksensors als Prallfläche anzublasen. Sensoren des Typs XCX15DNC (NextSensors Inc.) wurden darum vorsichtig so aufgefärs, daß rückseitig ein Differenzdruckanschluß zur Kalibration verblieb. Obwohl keinerlei sichtbare Schäden festzustellen waren, traten bei den 5 Sensoren ein massiver Empfindlichkeitsverlust und eine starke Parameterdrift auf, sodaß dieser Weg des Versuchs der Staudruckmessung als ungeeignet angesehen werden mußte.

Im späteren Verlauf der Arbeiten stand ein unkalibriertes Hitzdrahtanemometer des Typs DISA M55 incl. Kalibriervorrichtung und Rechenscheibe zur Verfügung, leider jedoch ohne Dokumentation. Um eine Kalibration zumindest im Sinne einer „besseren Schätzung“ durchführen zu können, wurde die Kalibratorbaugruppen etwas zweckentfremdet in einen über einen Wägetisch (Waage vom Typ Sartorius LS1201S) positionierten Aufbau integriert.

Der Wägetisch befand sich dabei in 20mm Abstand von einer Kalibratordüse mit 24 mm^2 Querschnittsfläche; im Abstand von 2mm zur Düse wurde bei verschiedenen Düsendruckwerten in Schritten von 0,25mm bzw. 0,5mm die Anemometerausgangsspannung über den Stömungsquerschnitt bestimmt. Die Wirkung des Staudrucks wurde über die Kraftwirkung auf die Waage ermittelt. Zur Mittelung der Spannungswerte wurde der angegebene Düsenquerschnitt zugrunde gelegt (wobei die ebenfalls noch wirksamen und von dem Wägetisch erfaßten Randströmungen zwangsläufig vernachlässigt werden mußten, sodaß der Fehler der Flächenschätzung letztlich unmittelbar in die Staudruckermittlung eingeht).

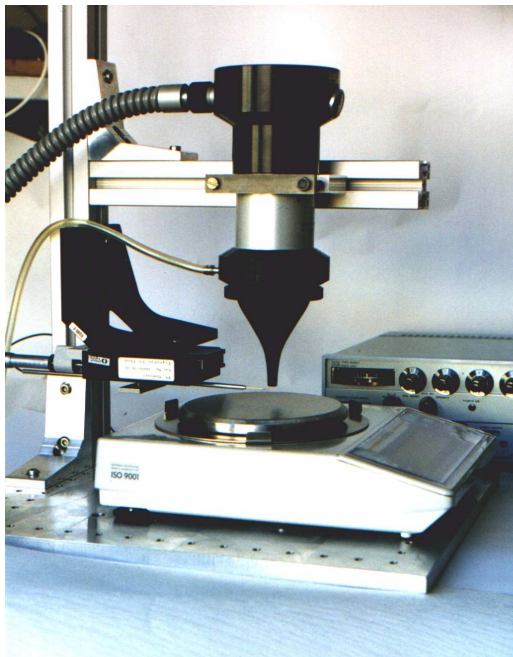


Abb.4.2.8: Kalibrieraufbau für das Hitzdraht-Anemometer (rechts Detail mit Düse und Sonde)

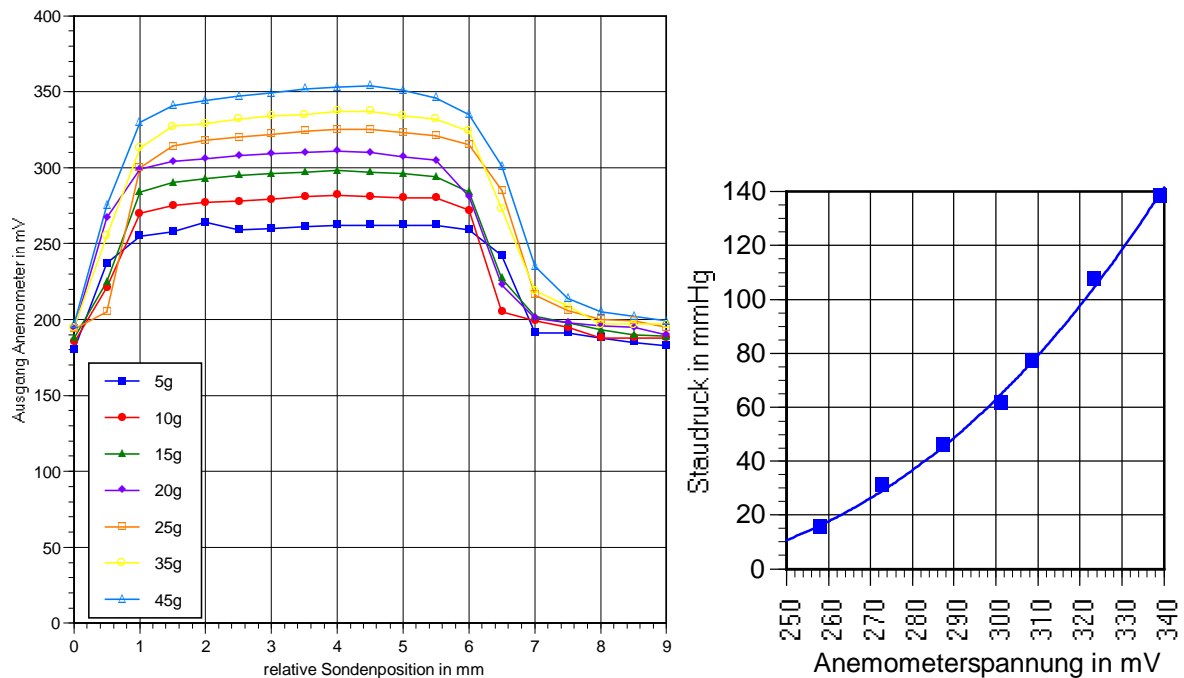


Abb.4.2.9: Anemometerspannung über den Strömungsquerschnitt bei voreingestellter Kraftwirkung

Die Druck-Spannungs-Beziehungen wurden durch Regression angenähert. Für Meßspitze Nr.1 ergab sich somit die zugeschnittene Größengleichung $P = 1,562 \cdot 10^{-5} U^3 - 3,746 \cdot 10^{-3} U^2 - 4,466 \cdot 10^{-1} U + 112,388$ (P in mmHg, U in mV, mathematische Kompensation der Offsetspannung aus U). (Aus Gründen des Druckluftverbrauches und der Verwendung von Druckluftflaschen als Quelle erfolgte keine Kalibration weiterer Sonden.)

Zunächst wurden die beiden Düsen des Meßkopfes konstant angeströmt und über die zugeordneten Drosselventile aufeinander abgeglichen (Kompressordruck 2bar, Meßstelle 2mm vor Düse im Amplitudenmaximum). Der willkürlich festgelegte Abgleichwert betrug 264mV, entsprechend 21mmHg. Unter den gleichen Bedingungen wurde der Strömungsschnittpunkt beider Teilluftströme vor dem Düsenkopf bestimmt. Die maximale detektierbare Amplitude vor dem Düsenkopf betrug lediglich 250mV, entsprechend einem Staudruck von 12mmHg, der über einen Querschnitt von 2mm und einen Abstandsbereich von 12,5-15mm vor der Düsenkopfvorderkante konstant blieb. Anzunehmen ist, daß dieser Bereich sich bei höheren Strömungsgeschwindigkeiten zu einem größeren Abstand hin verschiebt. Nachprüfbar war dies nicht wegen des nicht für Dauerbetrieb ausgelegten Kompressors.

Der Zeitverlauf des Luftimpulses wurde mit dem Anemometer in Verbindung mit einem Speicheroszillographen aufgenommen und zeigte im Gegensatz zu dem von der Firma angegebenen Verlauf (Abb.4.2.7) den in Abb.4.2.10 dargestellten. Als linear kann allenfalls der Bereich von etwa 10 bis knapp 30mmHg bezeichnet werden. Von einer steil und in weniger als 1ms abfallenden Staudruckflanke kann dabei schon gar nicht die Rede sein. Da der Drehmagnet zur Betätigung der Schwenkblende keine höhere Schwenkblendengeschwindigkeit mehr zuließ, mußten die Zeitverhältnisse im abfallenden Bereich des Staudruckverlaufes als unveränderlich hingenommen werden. Als gleichfalls unkorrigierbar erwies sich der steile Druckanstieg bei Druckzuschaltung (Peak bei etwa 2ms in Abb.4.2.10). Einzig auf die

maximale Amplitude des Staudrucks konnte durch Veränderung der Abschaltzeit des Schwenkverschlusses Einfluß genommen werden.

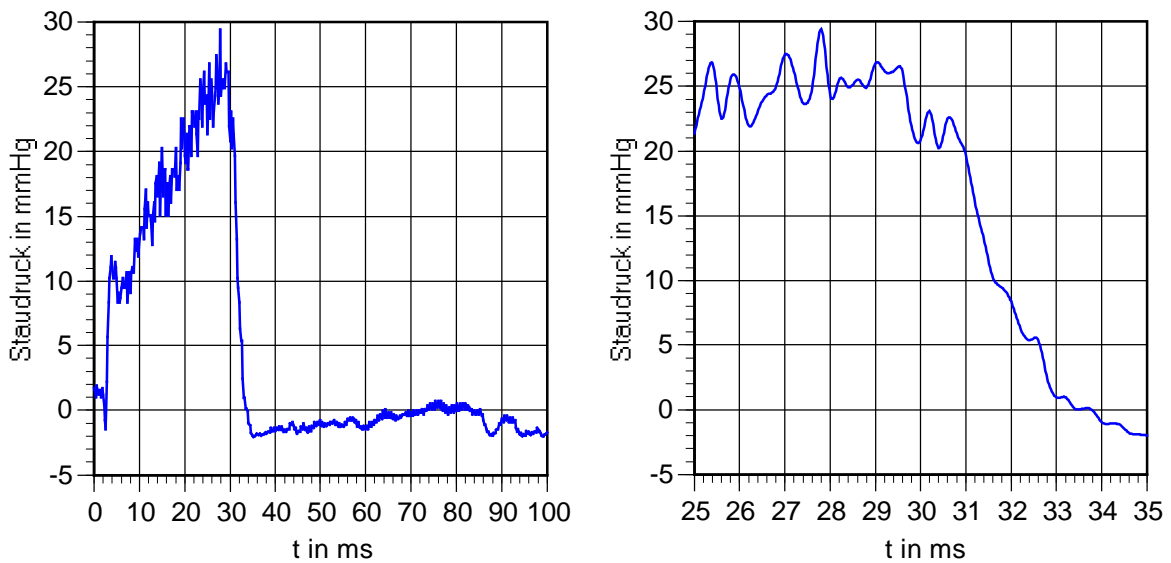


Abb.4.2.10: Staudruckverlauf 15mm vor dem Düsenkopf (Kompressordruck 3bar, Applikationszeit des Steuerteils 30ms), Gesamtbild und aufgelöste abfallende Druckflanke

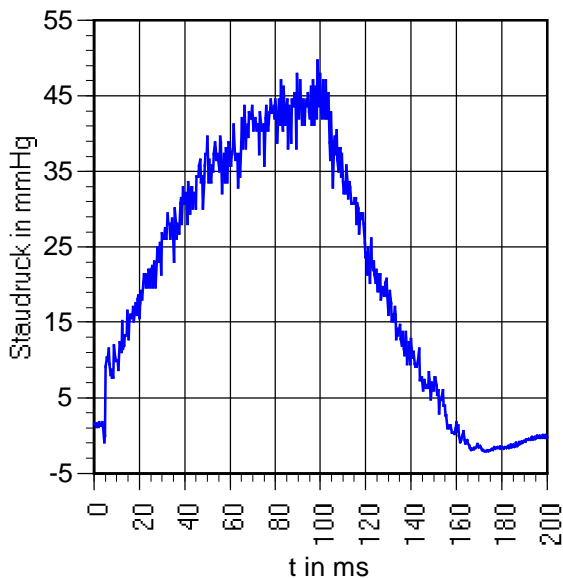


Abb.4.2.11: Gesamtdruckpulsverlauf ohne Schwenkblendenschaltung

Eigene Versuche mit in die Versorgungsleitung zum Düsenkopf eingeschleiften Drossel-Volumenpuffer-Anordnungen führten zu keiner wesentlichen Veränderung des Gesamtbildes. Der Druckverlauf mußte damit zwangsläufig zunächst für alle späteren Untersuchungen des Meßaufbaus in Kauf genommen werden, bis eine Alternative für spätere Messungen zur Verfügung stand (vgl. Kap.6).

Im Laufe der weiteren Arbeiten wurden wesentliche Verbesserungen an der Luftimpulserzeugung und dem Düsenkopf vorgenommen. Zur Erzeugung des Luftimpulses gelangte zudem zusätzlich zur Schwenkblende ein mikroprozessorgesteuertes Proportionalventil zum Einsatz. Der Luftmengenverteiler wurde zur Erzielung eines geringen

Totvolumens verkleinert und direkt mit je einer Drossel pro Düse auf dem Düsenkopf montiert. Die Verschlußkanten der Schwenkblende wurden derart gestaltet, daß sich unabhängig vom Drehwinkel für beide Düsen der jeweils gleiche abgedeckte Querschnitt ergibt. Als Zeit zwischen Auslösung und Abschaltung des Luftimpulses wurden 30ms (elektrische Triggerzeit) beibehalten. Der gesamte Düsenkopf wurde liegend und unmittelbar mit dem Interferometermeßkopf auf einer Grundplatte koppelbar gestaltet.

Nachmessungen des Staudrucks mit dem mittlerweile kalibrierten Hitzdrahtanemometer ergaben den folgenden Verlauf, aus konstruktiven Gründen aufgenommen mit aufgestelltem Kopf. Der Kesseldruck des Kompressors betrug dabei 2Bar.

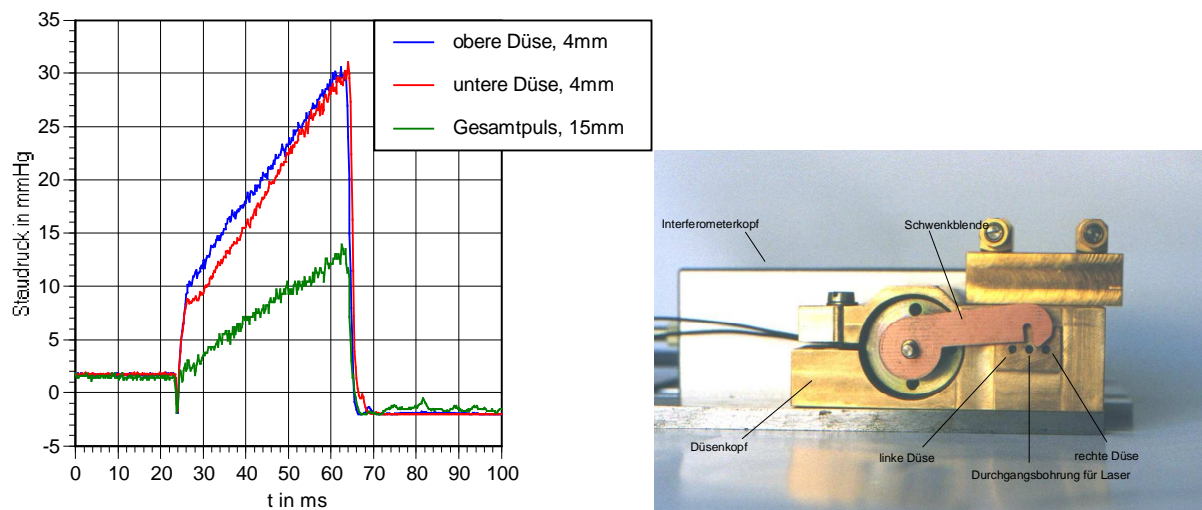


Abb.4.2.12: Staudruckverlauf der Einzeldüsen in 4mm Abstand und überlagerter Staudruckverlauf beider Düsen im Schnittpunkt 15mm vor dem Düsenkopf (links) sowie modifizierter, „liegender“ Meßkopf (Typ 2, rechts)

Der „Druckeinbruch“ bei $t=24\text{ms}$ und der negative Offset nach Druckabschaltung sind als systematische Fehler des Anemometers anzusehen (nach 200ms steigt der negative Offset wieder auf 0mmHg an).

5. Die Entwicklung eines mechanischen Augenphantoms

5.1. Trägersystem und Membrangeometrie

Die Arbeiten zur Entwicklung eines mechanischen Augenmodells wurden bereits 1995 begonnen und in [HARTUNG] und [KATZMAREK] aufgegriffen und beschränkten sich auf die Nachbildung der Geometrie und des mechanischen Verhaltens der Kornea durch ein künstliches Meßobjekt in einem Träger. In Anbetracht der Ressourcen und in Hinblick auf die konkrete Anwendung wurde bewußt auf eine mathematische Modellierung (z.B. in [DRESCHER1998]) verzichtet und eine rein phänomenologische Betrachtungsweise vorgezogen, daran anknüpfend, daß auch die meisten Erkenntnisse in der Tonometrie durch Experimente gewonnen wurden. Von der theoretischen Strategie her sollten geeignete Kunststoffe gefunden, beschafft, in der Geometrie der Kornea geformt und entsprechend gehalten werden. Geplant war anschließend zur Klassifizierung die Messung mit einem Draeger-Handapplanationstonometer nach dem Goldmann-Prinzip (im Sinne von vergleichender empirischer Messung). In Hinsicht auf die spätere Anwendung und Antastung mit einem Laser ergab sich die Forderung nach korneaähnlicher Oberflächenreflektion. Hinsichtlich der Modellgeometrie wurde von den Vereinbarungen des Kapitels 3.5. ausgegangen und die Kunststoffe nach dem Schermodul ausgewählt.

Die Entwicklung eines Trägersystems für die Meßoberflächen verlief parallel zu den kunststoffbezogenen Arbeiten. Einen ersten Aufbau für Kalotten in Kugelhappenform zeigt skizzenhaft die folgende Abbildung.

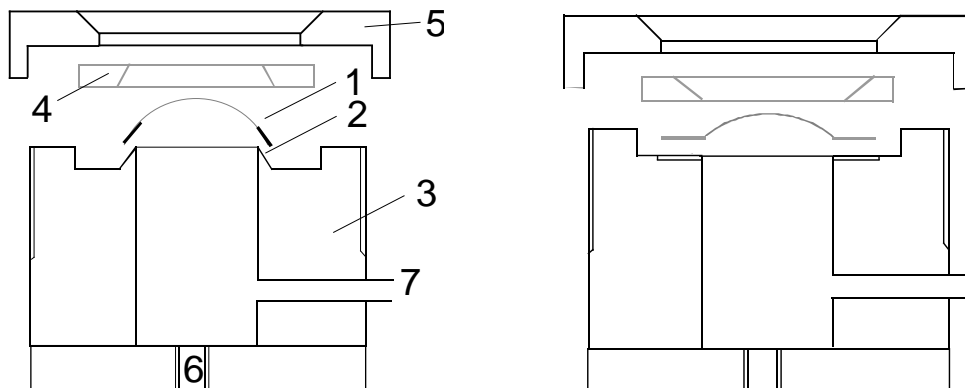


Abb.5.1.1: Skizze der Trägerkammer für Kalotten in Kugelhappenform (1-Kalotte, 2-Auflagefläche, 3-Grundkörper, 4-Klemmring, 5-Überwurfmutter, 6-Bohrung für Entlüftungsschraube, 7-Druckanschluß) und verbesserte Ausführung für Kugelhappen mit Einspannrand (Krempenform)

Der Grundkörper und der Anschluß wurden aus steifem Material (Messing bzw. PMMA, Glashahn) gefertigt. Ein Abschlußhahn ermöglichte nach erfolgter Druckeinstellung die (statische und dynamische) Abkopplung vom flexiblen Zuleitungssystem und wurde vor jeder Messung verschlossen. Damit wurde sichergestellt, daß während der Messungen keine Volumenverdrängung oder elastische Verformung des Schlauchsystems erfolgt. Die nach der Füllung der Kammer mit einem inkompressiblen Medium (H_2O) erforderliche Entlüftung ist nach Befestigung der Kalotte und Drehung des Trägers durch eine mit einer Schraube verschließbare Entlüftungsbohrung im Boden möglich. Vorgesehen ist eine weitere Bohrung in der Seitenwandung zur Aufnahme eines Drucksensors.

Die Randgestaltung des Auflagebereichs der Kalotte orientierte sich am Korneoskleralübergang und sollte eine möglichst verspannungsfreie Halterung ermöglichen. Von einer Nachbildung des flexiblen Übergangs der Kornea zur Sklera oder des mechanischen Gesamtverhaltens des Auges wurde wegen der Kompliziertheit (fehlende Untersuchungen und Beschreibungen zum elastischen und mechanischen Verhalten) abgesehen.



Abb.5.1.2: Augenmodelle in verschiedenen Versionen, links zur Erprobung am Tonometer, rechts für den laserinterferometrischen Versuchsaufbau

Die Einstellung des Kammerdruckes erfolgte über eine in mmHg kalibrierte Wassersäule (Bezugspunkt für horizontale und vertikale Anordnung: Kalotten- bzw. Korneapol). Der angestrebte Einsatz von miniaturisierten Drucksensoren (Fa. Entran) erwies sich wegen unberechenbar auftretender und nicht erklärbarer Drifteffekte von mehr als 100% des Meßbereichs innerhalb von Minuten bis Stunden als wenig praktikabel. Die geplante Untersuchung des Augenphantoms mit einem Applanationstonometer setzte eine „Augenähnlichkeit“ sowohl im mechanischen Verhalten als auch im Benetzungsverhalten voraus. Dies erwies sich entgegen den Erwartungen als äußerst komplex. Gesucht wurde zunächst nach Kunststoffen, deren Schermodul ungefähr in der Größenordnung dessen der Kornea lag. Der Umfang an Materialien erwies sich als nur gering, so daß zusätzlich zu den Recherchen auch Elastomere (Rohmaterial Folien) höheren Schermoduls und weiche, hydrophile Kontaktlinsen in die Untersuchungen einbezogen wurden. Da die ersten Prüflinge durch Tiefziehen aus den als Folie vorliegenden Halbzeugen hergestellt wurden, richtete sich ihre Dicke zunächst nach der Materialstärke des Ausgangsmaterials. Eine Dickenvariation im Rahmen der Kalottenherstellung wurde zunächst nicht vorgesehen. Polydimethylsiloxan (PDMS), welches zwar schwieriger zu verarbeiten, im Schermodul aber dem der Kornea am nächsten ist, war vom Hersteller nicht zu beschaffen.

Angestrebt wurde die Herstellung von Hohlkugelflächen, aus denen die zu halternde Kalotte als Segment ausgeschnitten werden sollte. Abgesehen von der anfangs geringen Auswahl an zur Verfügung stehenden Kunststoffen, zeigten sich bei dem Versuch zur Formgebung einige als von vornherein nicht umformbar und somit als Halbzeug ungeeignet. Damit zeichnete sich ab, daß die Herstellung der Kalotten nur durch direkte Verarbeitung der Ausgangsmaterialien zur Kalottenform, nicht aber durch Umformung, sinnvoll sein würde [HARTUNG].

Da zu erwarten war, daß die Kalottenhalterung auf dem Trägersystem aufgrund mechanischer Verspannungen von Einfluß auf das mechanische Verhalten ist, wurden im Rahmen der Arbeiten die Auflagefläche auf dem Phantom und der Kalottenrand verändert (vergl. Kap. 5.5).

Die anfänglich als Kugelkappe gegossenen Kalotten erhielten durch Gestaltung eines Randes im Rahmen der Herstellung die Form einer unter dem Namen „Melone“ bekannten Kopfbedeckung („Hutkrempe“).

5.2. Technologie zur Herstellung der Membranen

Wie die in [HARTUNG] dargestellten Arbeiten zeigten, erwies sich die Umformung von Halbzeugen für die Herstellung von Kalotten mit definierter Geometrie als ungeeignet.

Ausgehend von diesen Erfahrungen und ersten Versuchen konzentrierten sich die weiteren Arbeiten wegen des zu erwartenden niedrigen Schermoduls zunehmend auf Kautschuk-Elastomere auf Silikonbasis und auf eine geeignete Technologie der Prüflingsherstellung in definierter Geometrie direkt aus den Ausgangsmaterialien. Speziell für diese wurde eine Formungstechnologie entwickelt, in der die Ausgangssubstanzen in einer Matrize eines spindelpressenartigen Aufbaus mit rückseitigem Stempel bereits in der Form der zukünftigen Kalotte vernetzen. Aus dieser wurde das entsprechende Kugelhappensegment herausgeschnitten. Kalotten dieses Typs erhielten aufgrund der mehrfachen Weiterentwicklung der Presse die Bezeichnung „Typ 1a“. Als schwierig erwies sich wegen der hohen Anforderungen an die Geometrie die Herstellung bzw. Beschaffung der Matrize (zunächst mundgeblasene hohle Glashalbkugeln, vermessen mit Schablone, aufgrund der Herstellung asphärisch) - speziell die Einhaltung der geometrischen Form - so daß im Zuge ständig erfolgter Verbesserungen auch ständig neue Prüflinge hergestellt und folglich auch vermessen/erprobt werden mußten, was nicht in jedem Falle zum Erkenntniszuwachs führte und den logischen Kontext der Dokumentation mancher Messungen (in der vorliegenden Arbeit) nicht immer verständlich sein ließ [KATZMAREK].

Als Stempel gelangten Präzisionsstahlkugeln mit angesetzter Gewindespindel zum Einsatz. Durch Variation des Kugeldurchmessers und Einstellung des Spaltes zwischen Stempel und Matrix wurde erstmals die Herstellung von Kalotten verschiedener Dicke möglich. Der verfügbare Durchmesser legte damit allerdings die Abstufungen in der möglichen Fertigungsdicke fest und beschränkte diese somit auf Dickenwerte von 0,15mm, 0,2mm, 0,25mm und 0,3mm.

Mit Bereitstellung einer wegen der hohen Abformpräzision der Kunststoffe erforderlichen, in optischer Qualität geschliffenen, Glas-Halbkugelmatrize wurde die Formungstechnologie noch einmal grundlegend überarbeitet. Da sich zeigte, daß Verkippungen der Spindel und Azentrität des Abformwerkzeugs zu Inhomogenitäten in der Kalottendicke führen, wurde auf einen Aufbau mit linear geführtem Stempel übergegangen. Die damit gefertigten Kalotten erhielten die Bezeichnung „Typ 1b“. Die Einstellung des Spaltes zwischen Stempel und Matrize (und somit der Kalottendicke) erfolgte bei dieser Vorrichtung in Abhängigkeit vom verwendeten Stempelradius über eine Anschlagsschraube bekannter Steigung [KATZMAREK].



Abb. 5.2.1: Vorrichtung zur Kalottenformung, erste Version, hier bereits mit halbkugelig geschliffener Matrize

Aus der gegossenen Halb-Hohlkugel wurden die Kalotten als Kugelkappe ausgeschnitten. Im Zuge der Weiterentwicklung wurde später zur Herstellung von Kalotten in Kugelkappenform mit krepfenartigem Rand zur Halterung übergegangen, wobei nur das Gegenglager der Vorrichtung abgeändert wurde. Aufgrund der grundlegenden Formveränderung der Kalotten erhielten diese die Bezeichnung „Typ 2“. Da das Spiel der Schwalbenschwanzführung des Linearvortriebs mit zunehmendem Gebrauch merklich zunahm und zu inhomogener Kalottendicke führte, erfolgte eine letztmalige Modifikation des Aufbaus. Stempel und Gegenlager wurden beibehalten - der Linearvortrieb wurde durch eine spielfreie Präzisionseinheit mit Mikrometerschraube zur Einstellung der Kalottendicke (in Abhängigkeit vom Stempeldurchmesser) ersetzt. Die damit angefertigten Kalotten wurden mit dem Zusatz „Typ 3“ gekennzeichnet.

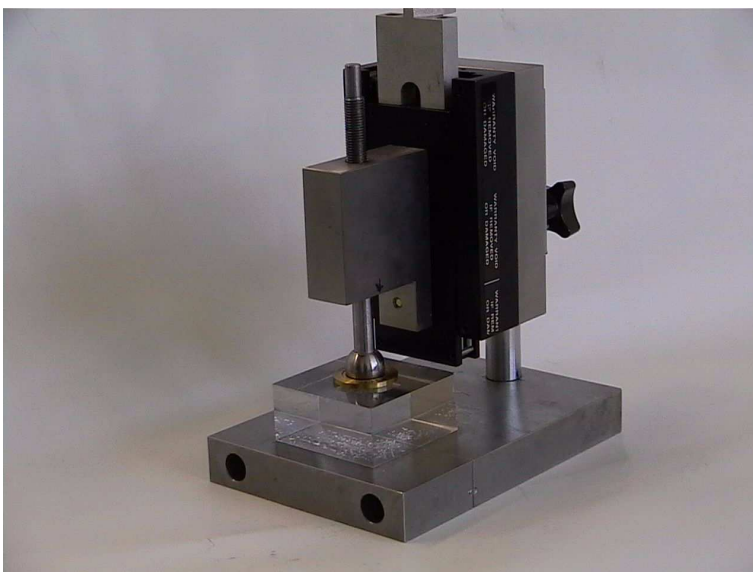


Abb. 5.2.2: Vorrichtung zur Formung der Kalotten, letzte Version mit Präzisionsführung, Mikrometeranschlagschraube (nicht sichtbar), Stempel und Matrize für Kalotten mit Einspannrand („Krempe“, Typ 3)

5.3. Charakterisierung der verwendeten Materialien

Die Technologie der Formgebung setzte voraus, daß die Ausgangsmaterialien der verwendeten Silikone als viskose Komponenten vorliegen und direkt zur gewünschten Geometrie vernetzen, möglichst bei Raumtemperatur und ohne erforderliche Evakuierung. Da kondensationsvernetzende Silikonkautschukmassen durch Entweichen von Spaltprodukten in der Langzeitstabilität ihrer mechanischen Parameter beeinträchtigt sind, wurde letztlich auf additionsvernetzende Silikone übergegangen. Schwerpunkt bildeten rasch vernetzende Zweikomponenten-Silikone auf Polysiloxanbasis zur Verwendung im dentalmedizinischen Bereich.

Da das Augenphantom für spätere Messungen am Interferometeraufbau eingesetzt werden sollte, wurde zunächst der Reflektionsgrad an angefertigten Probekörpern mit planer Oberfläche bestimmt. Diese wurden mit einem Laserstrahl unter spitzem Winkel zum Einfallslot angetastet und (bei bekannter Strahlungsleistung) die reflektierte Leistung gemessen (Meßgerät: Newport1815C mit Sensor 818SL). Die gemessenen Reflektionsgrade lagen dabei zwischen 2,2 und 2,8% (siehe Anhang).

Da herstellerseitig keinerlei Angaben zu interessierenden mechanischen Parametern (Schermodul) zu erfahren waren (Herstelleranfragen, Datenblätter, Campus-Datenbanksystem), hätte idealerweise ein Schermodulspektrum je Material aufgenommen werden müssen. Aufgrund der hohen Kosten je Messung, einem ständig breiter werdenden Materialspektrum sowie dem Problem, daß aufgrund der hydrophoben Oberfläche der Einsatz eines Goldmann-Tonometers nicht möglich war (vergl. Kap. 5.3.1.), mußte gezielt nach einer alternativen Möglichkeit zur Klassifizierung und Beurteilung des zu erwartenden mechanischen Verhaltens gesucht werden, um die Silikone zu charakterisieren und eine Vorauswahl treffen zu können.

5.3.1. Probleme bei der Klassifikation mit dem Dräger-Handapplanationstonometer (DHAT) und Alternativversuche

Vorgesehen war zunächst, Kalotten verschiedener Dicke aus unterschiedlichen Materialien herzustellen, diese im Augenmodell mit dem Goldmann- bzw. DHAT zu vermessen und aus dem Meßwert auf ihre Eignung zu schließen. Voraussetzung für die Messung mit dem DHAT (Referenzgerät) bildete jedoch eine augenähnliche Oberflächenbenetzung. Das hydrophobe Verhalten der meisten Oberflächen (sowohl von Kalotten erster Herstellungsversuche als auch späterer Arbeiten) führte allerdings dazu, daß die Kontaktfläche unter dem Tonometerköpfchen entweder trocken blieb, ungleichmäßig benetzt wurde oder aber sich durch Tropfenbildung extrem breite Flüssigkeitsringe ausbildeten. Abgesehen von der dabei nicht mehr kalkulierbaren Sogwirkung des Flüssigkeitsfilm wurde somit eine optische Flächenmessung und damit eine Messung überhaupt unmöglich. Eine Ausnahme bildeten zum Vergleich herangezogene hydrophile, weiche, wasserhaltige Kontaktlinsen (Johnson&Johnson, Etafilcon), die sich jedoch als mechanisch zu instabil erwiesen (Einriß während der Messungen), und hydrophile Kontaktlinsen aus Silikon (Zeiss, Typ Silflex), auf denen die Ausbildung eines Flüssigkeitsfilms jedoch zu ungleichmäßig erfolgte, um als Kunststoff für das Augenmodell Verwendung finden zu können. Jegliche Versuche zur Oberflächenhydrophilisierung scheiterten, so daß grundsätzlich von diesem Meßprinzip bzw. der Anwendung eines klassischen Goldmann-Tonometers zur Klassifizierung des

Augenmodells Abstand genommen werden und nach Alternativen gesucht werden mußte. Auch die Verwendung sogenannter „hydrophiler“ Silikone (im Rahmen der Weiterentwicklung des Augenmodells) führte allenfalls zur Verringerung des Kontaktwinkels von Flüssigkeitstropfen, nicht aber zu wirklicher Benetzung. Goldmann-Tonometer sind bis zum gegenwärtigen Zeitpunkt somit nicht einsetzbar.

Zur Klassifizierung der verwendeten Kunststoffe wurden Probekörper zur Bestimmung des E-Moduls am Institut für Werkstoffe der TU Ilmenau angefertigt und untersucht. Die Ermittlung des G-Moduls bei Isotropie des Prüflings brachte, bedingt durch die für wesentlich härtere und steifere Materialien ausgelegte Meßtechnik, keine Ergebnisse [KATZMAREK]. Versuchsweise eingesetzt wurde in einem zweiten Schritt ein Tonometereigenbau auf der Grundlage des Prinzips von Maklakoff, dessen Funktion aufgrund der Modifikationen nicht an das Vorhandensein eines reproduzierbar benetzenden Flüssigkeitsfilm gebunden war. Mit diesem Aufbau konnte zwar sowohl eine Korrelation von Druck und Meßwert als auch von Dicke und Meßwert festgestellt werden konnte, er zeigte sich allerdings als sehr anfällig für Störgrößen (Schwingungen) und zur Ermittlung materialspezifischer Differenzen zwischen den verschiedenen Silikonen zu unempfindlich (wegen der ausführlichen Dokumentation dieser Arbeiten in [KATZMAREK] soll darauf nicht weiter eingegangen werden).

5.3.2. Voruntersuchungen mit NCT-CT20D zur Materialauswahl

Da sich ein Augenmodell sinnfälligerweise nur mit einem tonometrischen Verfahren erproben läßt, der Einsatz eines Goldmann-Tonometers wegen der fehlenden Möglichkeit zur reproduzierbaren Erzeugung eines künstlichen Tränenfilms auf den Kunststoffoberflächen allerdings scheiterte, wurde (unter Ausschluß der Impressions-Tonometer) nach einer geeigneten Alternative gesucht. Zur Untersuchung des Verhaltens des Augenmodells bei tonometrischer Messung wurde ein Non-Contact-Tonometer des Typs Topcon CT20D eingesetzt. Auch wenn eine wegen des Meßprinzips erforderliche optisch qualitativ hochwertige Meßoberfläche der Kalotten (zumindest während der ersten Versuche der Fertigung) nicht immer garantiert werden konnte, erwiesen sich die angefertigten und gehalterten Prüflinge prinzipiell als geeignet (sichtbare und in der Form definierte Reflexmarken des Tonometers). Trotz stellenweise extrem geringer Materialdicke (bis 0,1mm) und einem zuerst eingestellten Druckwert von 0mmHg erfolgte bei allen probeweise mituntersuchten Kalotten aus Nicht-Silikonen (erste Herstellungsversuche, [KATZMAREK]) eine Überschreitung des Meßbereichs des Tonometers (60mmHg), womit diese Materialien aufgrund ihres zu steifen Verhaltens für weitere Untersuchungen ausschieden.

Das zu steife Verhalten von Kalotten mit identischer Prüflingsgeometrie und gleichem Druckwert, an der Meßbereichsüberschreitung erkennbar, bildete somit das Kriterium für den Ausschluß von Silikonmaterialien für spätere Messungen und Kalottenentwicklungen. Dazu erfolgte die Ausmessung verschiedener Kalotten einer einheitlichen Dicke verschiedener Materialien im Augenphantom am NCT-CT20D, wobei sich das Spektrum der zukünftig weiter zu untersuchenden Materialien auf diejenigen einengte, die bei identischem Druckniveau zu den *niedrigsten* Meßwerten (bzw. solchen innerhalb des Meßbereichs des Tonometers) führten, folglich „weicher“ im Verhalten waren [KATZMAREK]. An dem Wertebereich der Meßergebnisse (Obergrenze, Überschreitung) zeigte sich deutlich, daß die angestrebte Kalottendicke von 0,5mm zu einem viel zu steifen Gesamtverhalten bereits bei geringem Innendruck des Phantoms führte, sodaß dieses zukünftig durch geringere Kalottendicken

kompensiert wurde. Diese Voruntersuchungen mit einem Tonometer wurden nicht in die direkte Erprobung und Untersuchung des Augenmodells einbezogen.

5.3.3. Schermodul und Kalottengeometrie

Ausgehend von den Versuchen zur mechanischen Klassifizierung der Silikone kamen für weitere Untersuchungen zunächst 15, später insgesamt 16 Materialien in Frage, die zur Unterscheidung eine interne Bezeichnung in Form einer Kennziffer (von 1 bis 16) erhielten. In Abhängigkeit der NCT-Meßwerte erfolgte bei ausgewählten Silikonen die Aufnahme von Schermodulspektren.

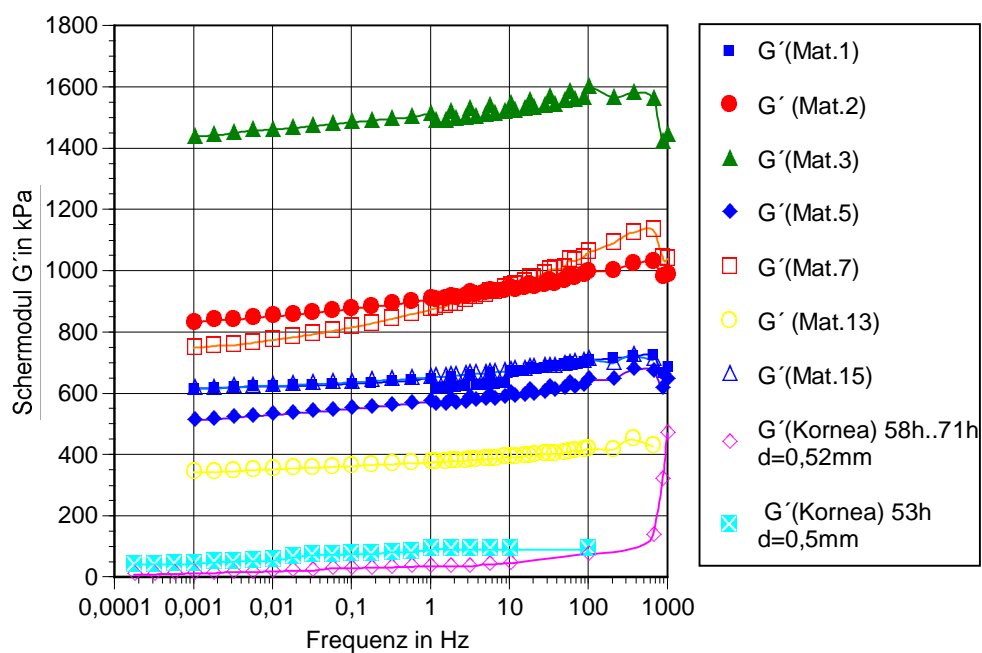


Abb.5.3.1: Schermodulspektren ausgewählter, anfangs untersuchter Materialien und Schermodul menschlicher Kornea (Legende unten, abhängig vom post-mortem-intervall)

Aus den Spektren wurde ersichtlich, daß selbst der Schermodul des ursprünglich „weichsten“ Materials (Material 13) noch mehr als das Dreifache des Schermoduls der Kornea beträgt. Um Prüflinge mit möglichst verschiedenartigen Schermodulen für die folgenden Messungen zu erhalten, wurden für weitere Arbeiten und Untersuchungen (auch in Hinblick auf die Verfügbarkeit der Kunststoffe) die Materialien 2, 3, 13 und 15 ausgewählt. Material 3 schied wegen Produktionseinstellung während der Arbeiten aus; zusätzlich wurde Material 16 im Endstadium der Entwicklung in die Untersuchungen einbezogen, welches vom Schermodul der Kornea am nächsten kommt.

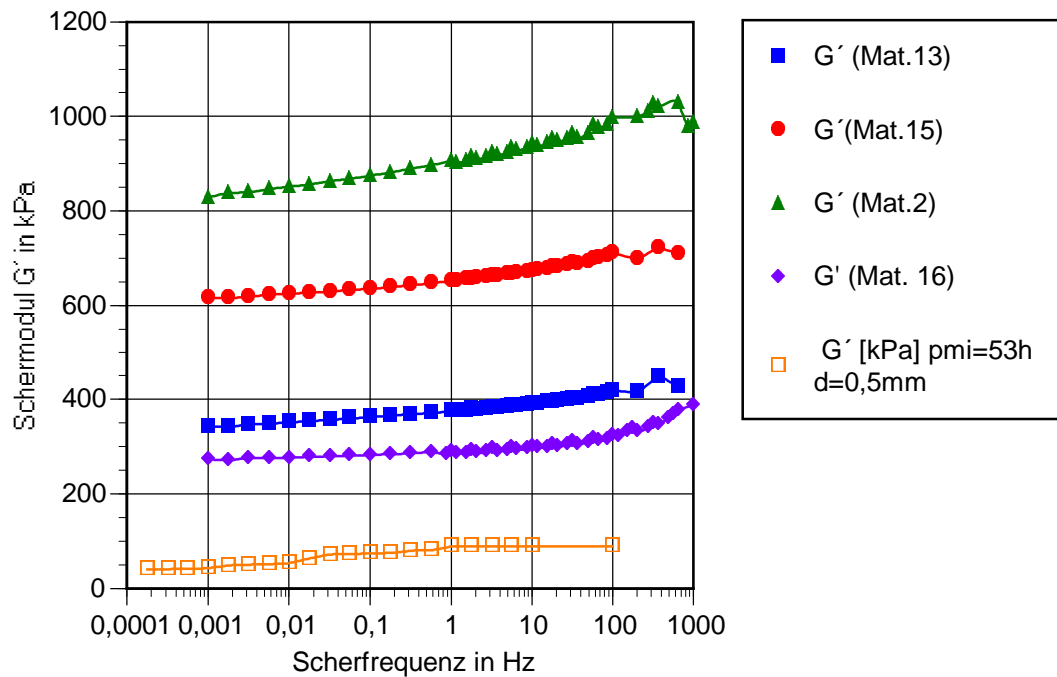


Abb.5.3.2: Schermodul der für das Modellauge zum Einsatz kommenden Materialien vs. Kornea

Die daraus hergestellten Kalotten wurden mit der Kennziffer des Materials, der Dicke der hergestellten Kalotte und der laufenden Nummer der Charge mit Zahlen codiert. Dabei entsprachen die erste Zahlengruppe der Materialkennung und die zweite der Dicke (1= 0,3mm, 2= 0,25mm, 3= 0,2mm und 4= 0,15mm). Die letzte Ziffer stellte die laufende Nummer der Kalotte dar (Bsp.15.3.1., 15,3-1 bzw. 15,3n1: Material 15, 3= 0,2mm, 1=Kalotte Nr.1). Das Trennzeichen zwischen vorletzter und letzter Zahlengruppe („.“, „-“, „n“) diente der internen Kennung des Kalottentyps bzw. der Produktionserie. Angestrebt wurden Dicken von 0,25mm (später auch 0,3mm), 0,2mm und 0,15mm. Die Kalottengeometrie wandelte sich mehrfach in Abhängigkeit von der Formungstechnologie. Der Buchstabe „n“ weist auf Kalotten der neuesten Abformtechnologie (Krempenform, Spindelpresse mit Linearführung mit Mikrometeranschlag) hin. Wurden in [KATZMAREK] zunächst noch 2 Typen sphärischer Kugelhappen untersucht (Glasgegenlager erst mundgeblasen, später dann geschliffen, Dickeneinstellung über Anschlagschraube), erfolgte später der Übergang zu verschiedenen Typen in Krempengeometrie (zuerst Presse mit Schwalbenschwanzführung, später Präzisionslinearführung mit Mikrometeranschlagschraube zur Dickeneinstellung). Entsprechend dieser Geometrie und der Herstellungstechnologie wurden die Kalotten mit Typbezeichnungen (vgl. Kap.5.2) versehen: Typ1a- Kugelhappengeometrie, Gewindespindelführung des Stempels und geblasene Radienform; Typ1b- Kugelhappenform, Gewindespindelführung und geschliffene Gußform; Typ2- Kugelhappe mit Einspannring, Schwalbenschwanzführung für Stempel und Anschlagschraube zur Dickeneinstellung; Typ3- Kugelhappe mit Einspannring, Präzisionslinearführung des Stempels und Mikrometer-Anschlagschraube zur Dickeneinstellung.

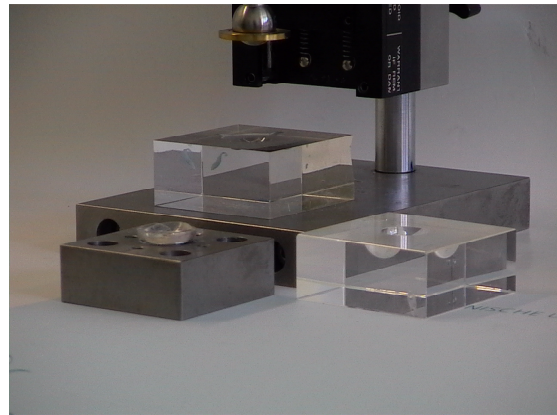


Abb.5.3.3: Kalotten in Kugelkappen- (Typ 1a und 1b) und Krempengeometrie (Typ 2 und 3) links und verschiedene Gegenlager rechts

Jegliche Änderungen zogen allerdings Neumessungen nach sich. Hergestellt wurden in jeder Dicke zunächst 10 Kalotten. In der Endphase der Arbeiten wurde diese Zahl zugunsten einer feineren Abstufung der eingestellten Kammerdruckwerte halbiert.

5.4. Erste Messungen zum Einsatz des Augenphantoms

5.4.1. Kunststoffkalotten (Typ 1a und 1b) und Messung mit dem NCT-CT20D

Grundlage die Untersuchungen eines Augenphantoms bildeten die in [HARTUNG] und [KATZMAREK] gesammelten Erfahrungen und Erkenntnisse (Normalverteilung der Meßwerte).

Ausgewählt für die Untersuchung auf Eignung im Augenphantom und für spätere Messungen am Interferometer-Tonometer wurden zunächst die Materialien 13, 15, 2 und 3 (später ergänzt durch Material 16), wobei Material 3 während der Arbeiten am Augenmodell durch Produktionseinstellung ausschied und demzufolge auch nicht weiter betrachtet wurde. Hergestellt wurden in der ersten Untersuchungsphase jeweils 2 Kalotten in den Dicken 0,15mm, 0,2mm und 0,25mm (bis zur aktuellen Modifikation der Abformeinrichtung) in Kugelkappengeometrie (Spindelpresse, geblasenes Gegenlager, später geschliffene Glasmatrix, Kalottentyp 1a und 1b) und diese jeweils bei einem Druck von 0mmHg (wurde später nicht mehr angewendet), 10mmHg, 20mmHg, 30mmHg, 40mmHg und 50mmHg mit je 10 Meßwerten pro Kalotte und Druckwert am NCT CT20D stichprobenartig gemessen. Als Beispiel wurde Material 15 dargestellt. Für diese und alle weiteren Abbildungen der Folgekapitel ist anzumerken, daß die Angabe der Standardabweichung bei dem geringen Umfang der Meßwerte nicht mathematisch sinnvoll ist. Sie soll vielmehr nur einen Überblick über die Schwankungsbreite der Meß- und Mittelwerte vermitteln.

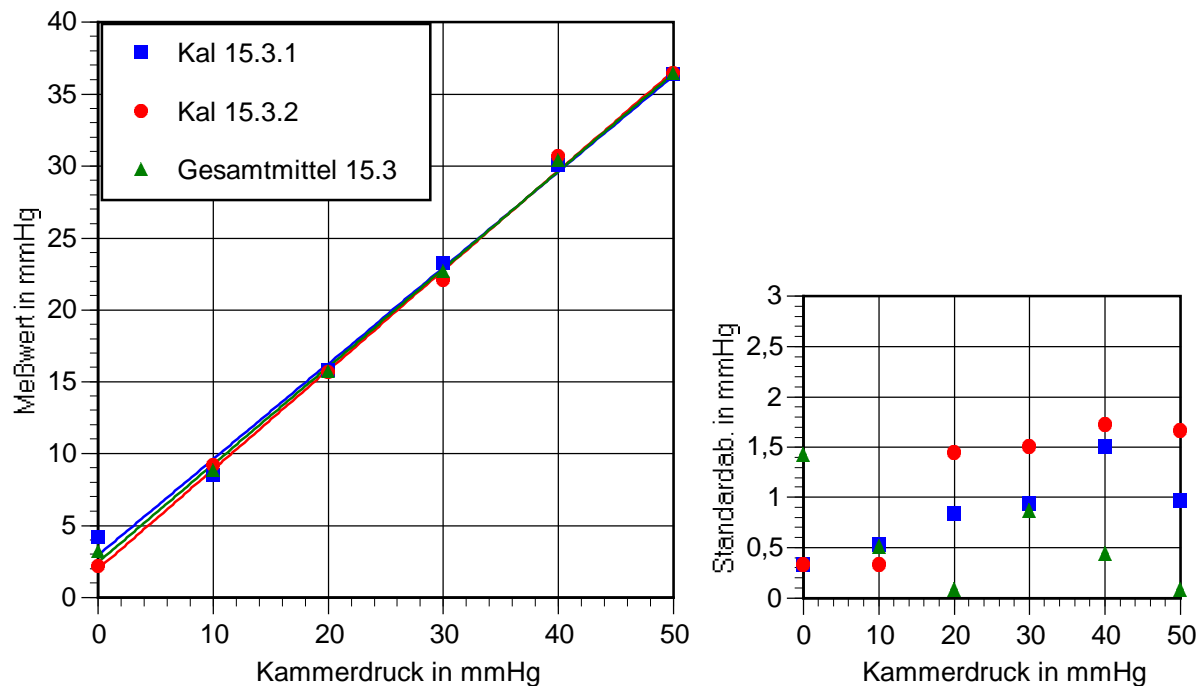


Abb.5.4.1: Typischer Verlauf von Kammerdruck und Meßwert bei 2 gleichen Kugelkappenkalotten (Mittelwerte aus je 10 Einzelmessungen, Mat. 15, $d=0,2\text{mm}$) und Standardabweichung der je 10 Einzelmesswerte sowie der beiden Mittelwerte (grüne Dreiecksymbole)

Zwischen eingestelltem Innendruck und Meßwert ergibt sich eine linear nach der Gleichung $y=ax+b$ interpolierbare Kurve ($r^2>0,98$). Die Standardabweichung der Einzelmesswerte nimmt mit steigendem Druckwert zu, repräsentiert dabei jedoch auch die Erfahrung, daß die Streuung der Meßwerte des NCT-CT20D grundsätzlich mit steigendem Druckwert zunimmt [DRAEGER].

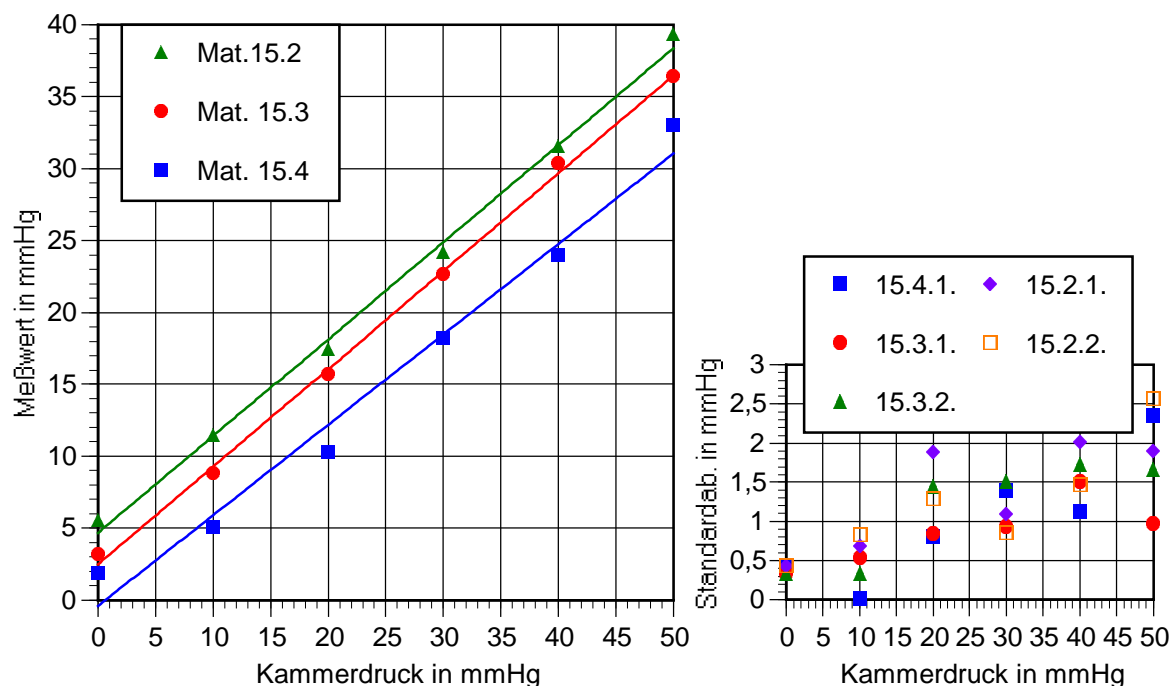


Abb.5.4.2: Darstellung des Mittelwertverlaufs (Mittel der Werte je zweier Kalotten einer Dicke) des Meßwertes von Kalotten eines Materials unterschiedlicher Dicke in Abhängigkeit vom Kammerdruck und Standardabweichungen der einzelnen Meßwerte je Kalotte

Der Kurvenverlauf bzw. Anstieg ($r^2 > 0,98$ bei jeder Kalotte) änderte sich mit einer Veränderung der Kalottendicke nicht wesentlich, wohingegen der Offset jedoch mit steigender Dicke zunahm und auch größere Schwankungen aufwies, ursächlich auf die Herstellungstechnologie der Kalotten zurückzuführen (Spindelpresse, Abweichungen der Dicke).

Kalotte Nr.	Dicke	Anstieg a	Offset b
15.4.1.	0,15mm	0,623	-0,405
15.3.1.	0,2mm	0,667	2,95
15.3.2.	0,2mm	0,693	1,99
15.2.1.	0,25mm	0,664	5,86
15.2.2.	0,25mm	0,684	3,46

Tab.5.4.1: Anstieg und Offset der Einzelkurvenverläufe des Materials 15

Die Untersuchungen von Kalotten des Material 13 (vorerst geringster Schermodul) und des Materials 2 (höchster Schermodul, jeweils immer 2 Kalotten) führten zu den nachfolgend dargestellten Ergebnissen. Vermutlich durch den Schermodul bedingt waren die Kalotten des Materials 13 in der Dicke 0,15mm nicht meßbar (Aufblähen der Oberfläche, Verlust der Reflektivität), gleiches galt für die dicksten Kalotten des Materials 2 ($d=0,25\text{mm}$, zu steifes Verhalten). Setzt man den Schermodul einer Art „Eigensteifigkeit“ der Kalotte gleich, so wäre zu erwarten gewesen, daß sich im Vergleich der Materialien einer einheitlichen Kalottendicke eine entsprechende Staffelung der Druck-Meßwert-Kurven nach G ergeben müßte. Bemerkenswerterweise gilt dies jedoch nicht für die geringste Dicke von 0,15mm (Abb.5.4.3 links), bei der die Kurve des Materials 15 deutlich über der des Materials 2 liegt. Dies erscheint zunächst nicht logisch erklärbar, deckt sich jedoch mit der Beobachtung, daß die dünnsten Kalotten des „weichsten“ Materials bei Druckerhöhung zur Dehnung neigen, die womöglich zu einer Zunahme der Wandspannungen und damit zu einer vorgetäuschten Erhöhung der Eigensteifigkeit bzw. Widerständigkeit gegen äußere Verformung bei diesem Meßprinzip führt. Mit steigender Dicke scheint die Eigenstabilität des Materials zu überwiegen. Um diesem Effekt zu begegnen, wurde die Dicke 0,15mm für spätere Untersuchungen nicht mehr vorgesehen.

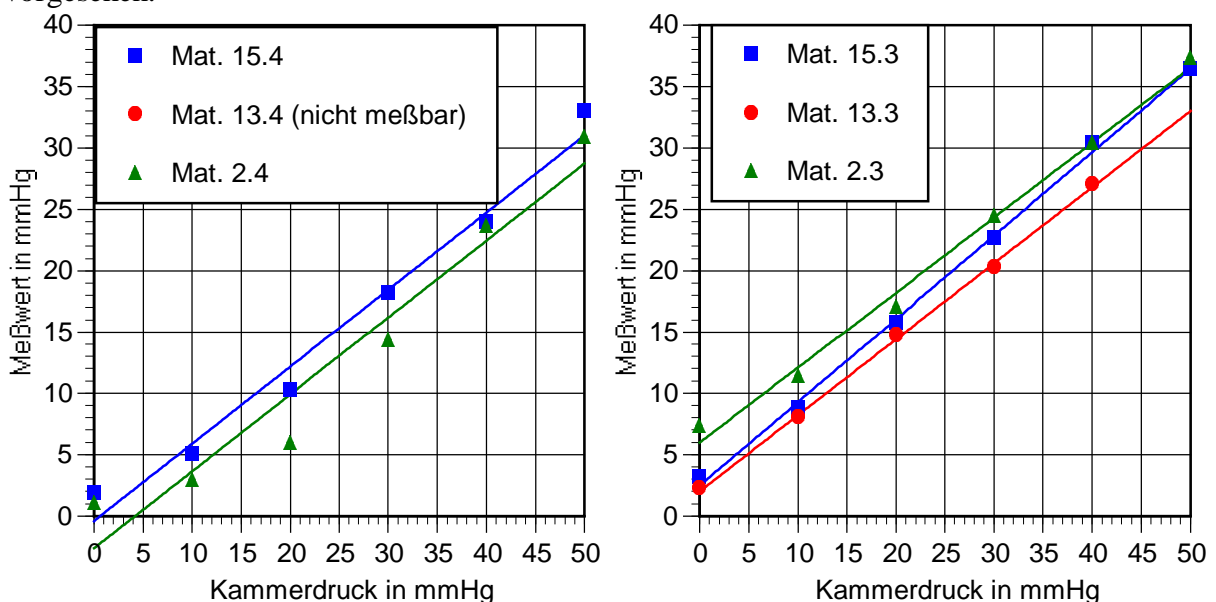


Abb.5.4.3: Druck-Meßwert-Kurven (Mittel der Meßwerte je zweier Kalotten) für $d=0,15\text{mm}$ und $d=0,2\text{mm}$

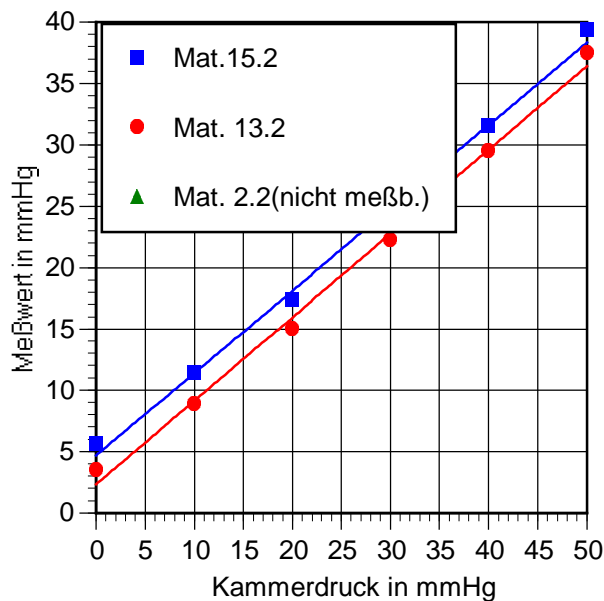


Abb.5.4.4: Druck-Meßwert-Kurven (Mittel der Meßwerte je zweier Kalotten) für d=0,25mm

5.4.2. Kunststoffkalotten (Typ 1a und 1b) und Messungen mit dem Ocuton A

Erst zu einem sehr späten Zeitpunkt (die voruntersuchenden Messungen am CT20 waren fast abgeschlossen) und durch den Kontakt zur Elektronik und Präzisionsbau Saalfeld GmbH bestand die Möglichkeit, ein auf Applanation basierendes Selbsttonometer nach Daeger auf seine Anwendbarkeit zu untersuchen. Dabei zeigte sich, daß die an der Kontaktstelle zur Meßfläche auftretende diffuse Rückstreuung in ihrer Wirkung auf den Flächensensor ähnlich der am Auge auftretenden Abnahme der Totalreflektion ist. Eine Möglichkeit zur Messung des auf den Fotoempfänger gelangenden diffus-rückgestreuten Lichtanteils bestand nicht, so daß der Einfluß der Meßoberfläche (Farbe, Oberflächenstruktur) auf das Ergebnis nicht beurteilt werden konnte. Der durch den nicht vorhandenen Tränenfilm bewirkte Fehler (Kraft- und Flächenmessung) ist als konstant anzunehmen.

Gemessen wurden in Analogie zum CT20D die Kalotten in Kugelkappengeometrie der bereits erwähnten (von den CT20-Ergebnissen und G-Modulmessungen ausgehend) Materialien 13, 15, 2 und 3 in den entsprechenden Dicken. Jedoch wurde auf den wenig sinnvollen Kammerdruckwert von 0mmHg verzichtet. Die grafische Darstellung läßt auch hier wieder den Schluß auf eine lineare Kurvenanpassung in der Form $y=ax+b$ zu ($r^2>0,996$). Der Verlauf der Standardabweichung läßt in Hinblick auf das verwendete Meßverfahren keinen Anstieg mit zunehmendem Druck erkennen.

Kalotte Nr.	Dicke	Anstieg a	Offset b
15.4.1.	0,15mm	1,19	14,2
15.4.2.	0,15mm	1,2	16
15.3.1.	0,2mm	1,07	21,7
15.3.2.	0,2mm	defekt	
15.2.1.	0,25mm	1,04	38,7
15.2.2.	0,25mm	1,12	23,7

Tab.5.4.2: Anstieg und Offset der Einzelkurvenverläufe des Materials 15

Der Anstieg der Einzelkurven bewegt sich dabei in einem engen Bereich, der Offset nimmt mit steigender Kalottendicke zu. Auch wenn die Standardabweichungen der Meßwerte innerhalb einer einzelnen Kurve überwiegend unter 2mmHg liegen, ist eine beträchtliche Differenz der Offsetwerte zwischen den Kalotten 15.2.1. und 15.2.2. zu verzeichnen. (Für die Mittelwerte zwischen beiden eigentlich gleichartigen Kalotten bedeutet dies eine Standardabweichung von 7,33 bis 10,3mmHg.) Leicht erhöhte Meßwerte der Kalotte 15.2.1. gegenüber der Kalotte 15.2.2 waren bereits am NCT-CT20D zu beobachten und deuten herstellungsbedingt auf Schwankungen in der Kalottendicke hin. Bei der weiteren Suche nach einer plausiblen Erklärung für derartige Differenzen zwischen geometrisch gleichartigen Kalotten wurde festgestellt, daß minimale Beeinträchtigungen des Kontakts von Oberfläche und Meßprisma (Beläge, Verschmutzungen, Staub, Fasern, Kratzer) schwerwiegenden Einfluß auf das Meßergebnis haben, weil zum Erreichen eines bestimmten flächenäquivalenten Wertes der Abnahme der im Prisma totalreflektierten Lichtmenge eine tatsächlich größere (verschmutzte) Fläche applaniert werden muß, als dies bei einem intensiven Kontakt der Fall wäre. Das Tonometer „interpretiert“ diese als die „wahre“ Fläche, benötigt zum Erreichen dieser aber eine wesentlich höhere Kraft, woraus sich folglich höhere Werte des Innendrucks errechnen als real vorhanden.

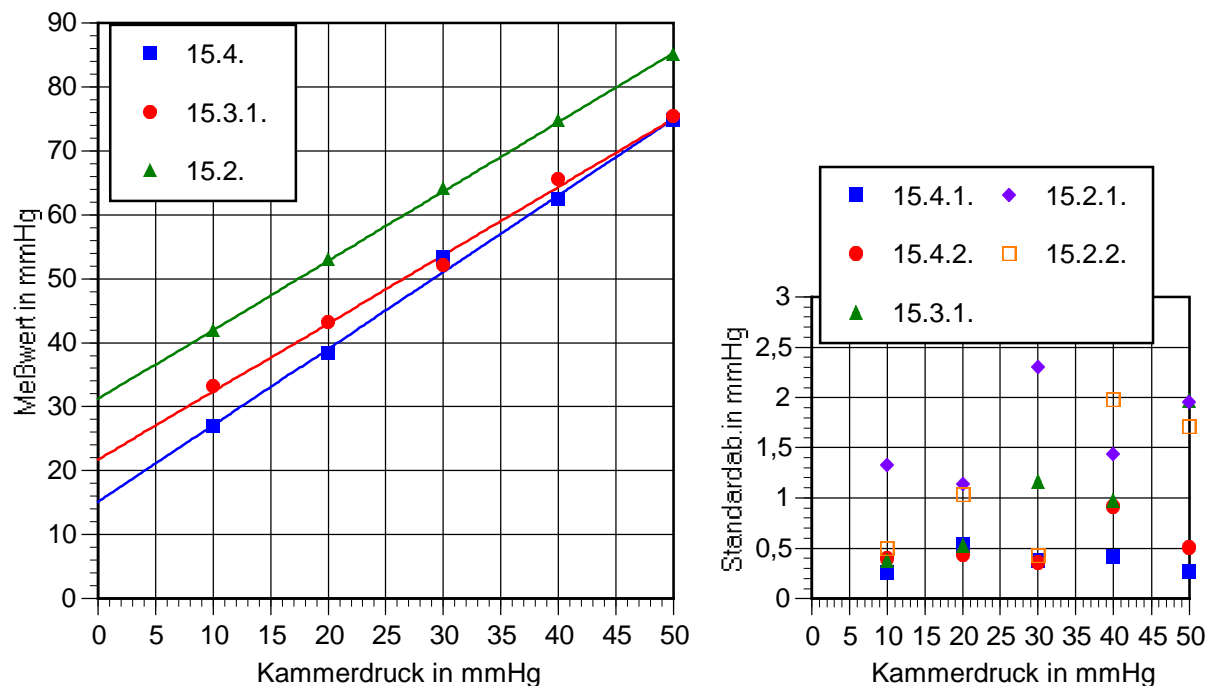


Abb.5.4.5: Darstellung der gemessenen Druck-Meßwert-Beziehungen (Mittelwert zw. 2 Kalotten) und Streuung der Einzelmeßwerte der gemessenen Kalotten

Daraus ergab sich für die Messungen als Forderungen eine peinliche Sauberhaltung von Tonometermeßköpfchen und Kalottenoberfläche (durch vorsichtige Säuberung mit Ethanol reinst) sowie eine Kratzerfreiheit der Meßoberfläche. Letztere Forderung erwies sich durch in die Gußmatrize einpolierte Kratzer (und die hohe Abformpräzision der Silikone), die nur unter dem Mikroskop sichtbar waren und erst im Laufe der Messungen auffielen, als extrem schwierig, zumal die „Abformgenauigkeit“ der verwendeten Materialien für derartige Störungen schwankte. Ebenso wurde in den ersten Messungen der Aspekt der Oberflächenverschmutzung noch nicht genügend berücksichtigt.

Interessanterweise war beim Betrachten der Kurvenverläufe verschiedener Materialien wiederum die schon beim NCT CT20D für die dünnsten Kalotten beschriebene Anomalie der Kurvenstaffelung in Abhängigkeit vom Schermodul zu verzeichnen: die Kalotte des eigentlich steifsten Materials verhält sich bei einer Dicke von 0,15mm weniger „steif“ als diejenigen schernachgiebigerer Materialien, wohingegen sich die Verläufe der Kurven von Kalotten höherer Dicke erwartungsgemäß verhalten (Abb. 5.4.6).

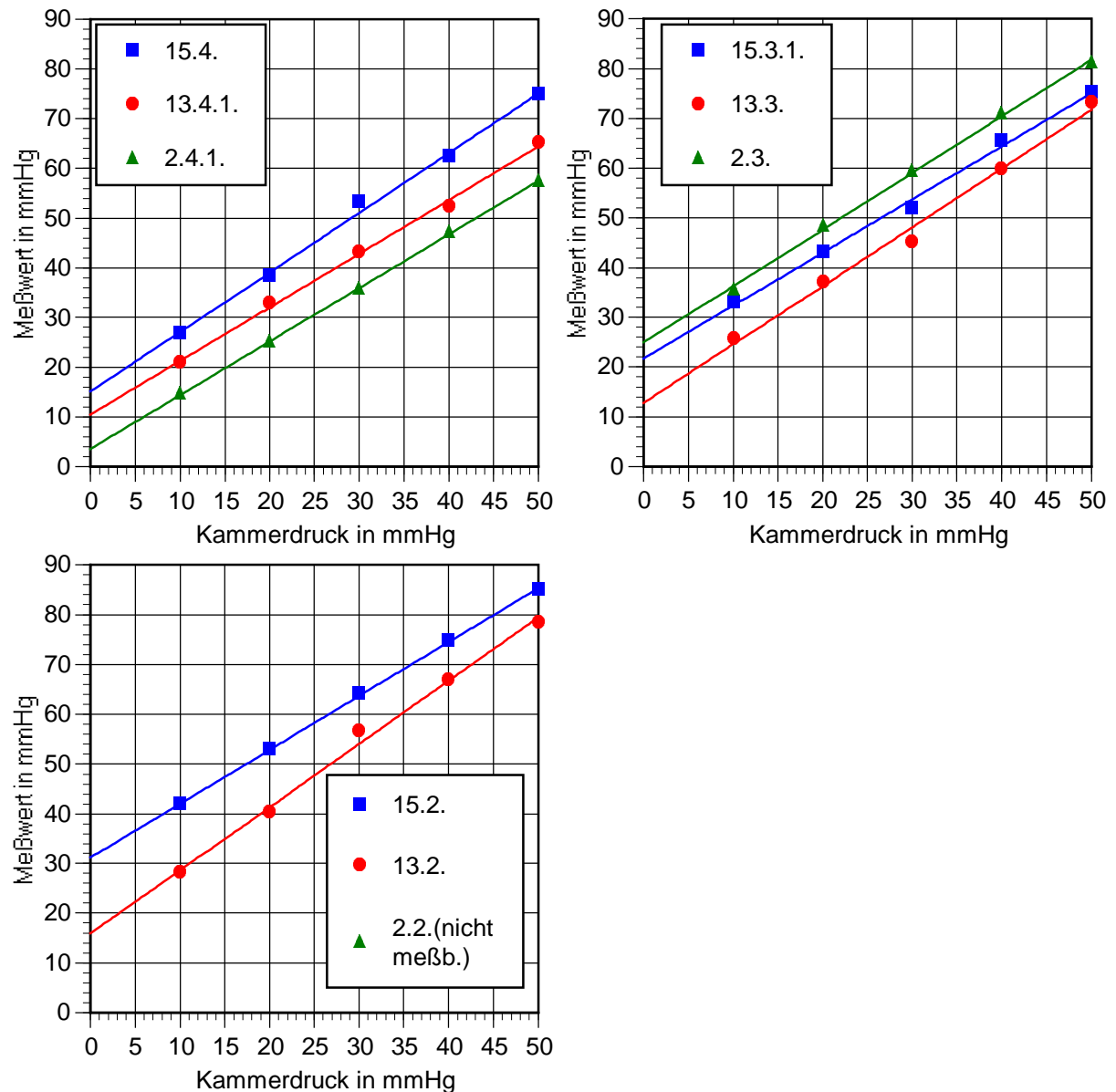


Abb.5.4.6: Druck-Meßwert-Beziehung für Kalotten verschiedener Materialien in einheitlicher Dicke, gemessen am Ocuton A

5.4.3. Vergleich der Meßergebnisse (Kalotten Typ 1a und 1b) beider Verfahren und Folgerungen

Die ersten, noch reinen Versuchscharakter tragenden beschriebenen Messungen der Kapitel 5.4.1 und 5.4.2 führten zu dem grundsätzlichen Schluß, daß ein Augenphantom des beschriebenen Aufbaus unter Verwendung von Silikonkalotten als Meßoberfläche

grundsätzlich für den Einsatz an Tonometern (NCT-CT20D und Ocuton A) geeignet ist. Zwischen Kammerdruck und Meßwert ergab sich ein eindeutiger Zusammenhang. Ein „augenidentisches“ Verhalten (Kammerdruckwert= Meßwert) konnte nicht erreicht werden. Neben dem Aspekt der mechanischen Materialeigenschaften und der Geometrie der Kalotten zeigt sich auch deutlich in den Meßwerten der Einfluß der verschiedenen Wirkprinzipien beider Tonometer. Die Kammerdruck-Meßwert-Beziehungen sind dabei grundsätzlich linear in der Form $y=ax+b$ darstellbar, unterscheiden sich zwischen beiden Verfahren jedoch in Anstieg und Offset. Die Entwicklung eines „Universal“-Augenphantoms mit augenähnlichem und zudem identischem Verhalten an wirkprinzipverschiedenen Tonometern ist somit nicht möglich.

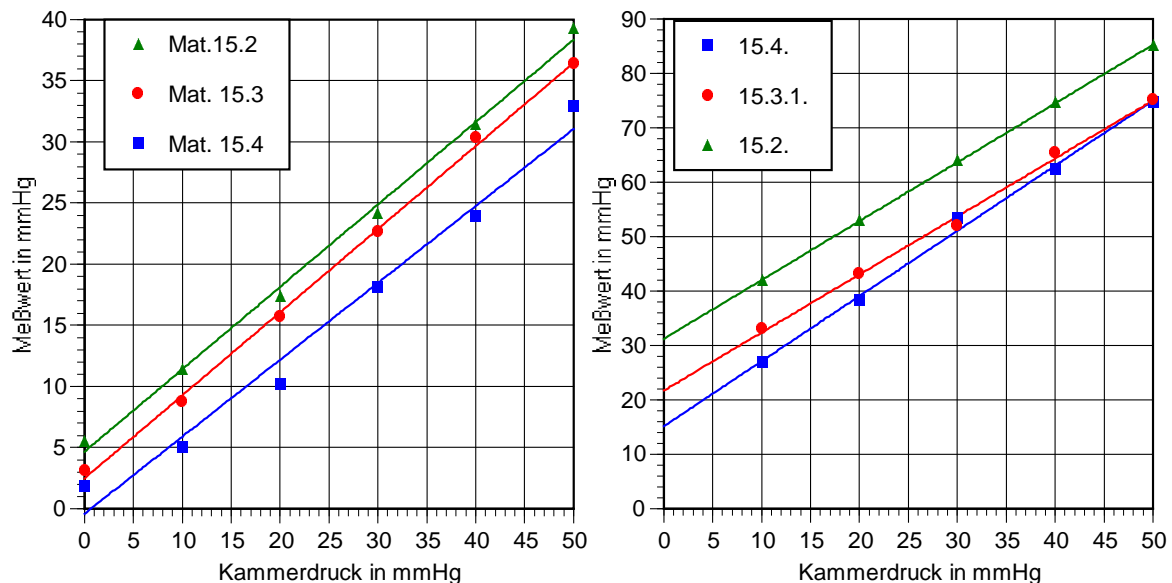


Abb.5.4.7: Gegenüberstellung der Meßergebnisse von CT20D (links) und Ocuton A (rechts) für Material 15

Zumindest in Bezug auf die Dicke ist ein tendenziell ähnliches Verhalten der Druck-Meßwert-Beziehungen zwischen beiden Tonometern zu beobachten, was einen Ausblick auf die mögliche Eignung als Meßobjekt für die Laser-NCT eröffnet.

Bei beiden verwendeten Verfahren trat bei den dünnsten Kalotten des eigentlich scherungssteifsten Materials im Vergleich mit Kalotten gleicher Dicke „weicherer“ Materialien die Anomalie eines scheinbar schernachgiebigeren Verhaltens auf. Für nachfolgende Untersuchungen wurde darum diese Dicke nicht mehr verwendet und zusätzlich die Kalottendicke 0,3mm eingeführt. Desweiteren wurde der Kammerdruck in 5mmHg Schritten eingestellt. Der Wert von 0mmHg entfiel. Je Dicke wurden zukünftig 10 Kalotten eines Materials hergestellt und mit 10 Meßwerten je Druck vermessen (Abweichungen in der Endentwicklungsphase werden angegeben). Die sehr umfangreichen Arbeiten dazu in [KATZMAREK] bestätigten die lineare Interpolierbarkeit der Meßwert-Kammerdruck-Beziehung.

Gemessen wurden stichprobenartig zunächst nur 2 Kalotten je Material und Dicke, die mit der Abformvorrichtung in Spindelpressenform hergestellt wurden.

Um Fehlermöglichkeiten weitgehend auszuschließen bzw. -einflüsse zu minimieren, wurden eine Reihe von Veränderungen getroffen. Um die Abweichungen der Mittelwertkurven zwischen (bzgl. Material und Dicke) gleichartigen Kalotten zu verringern, die ihre Ursache in Schwankungen der Dicke durch Spindelspiel und Azentrität des Preßwerkzeugs hatten, wurde eine Überarbeitung der Herstellungstechnologie mit Blick auf eine lineare Stempelführung vorgenommen. Die Untersuchung der damit angefertigten Kalotten erfolgte in

[KATZMAREK]. Desweiteren wurde die Auflagefläche der Kalotten am Augenphantom verändert und der Kalottenrand in Form einer Krempe gestaltet, um einen Einfluß des Anzugsmomentes der Klemmutter des Augenphantoms auf die Kalottenkrümmung zu reduzieren. Die Messungen mit dem Ocuton A erforderten aufgrund des Meßprinzips insbesondere die Sicherstellung einer kratzer-, verschmutzungs-, beschädigungs- und blasenfreien Beschaffenheit der Kalottenoberfläche, die u.U. jedoch nur mit dem Mikroskop kontrolliert werden und bereits durch Staubpartikel der Luft wieder zunichte gemacht werden konnte.

5.5. Messungen mit modifiziertem Augenphantom am NCT und Ocuton

Messungen an Kalotten mit Kugelkappenform führten zu dem Schluß, daß die Fixierung der sphärischen Membran auf der kegelförmigen Auflage am Träger zu Vorspannungen führt, die von Einfluß auf das Meßergebnis sein können. Um dies zu minimieren, wurde (wie bereits erwähnt) die Formungstechnologie und die Trägerkammer so verändert, daß der einzuspannende Randbereich der Kalotte als Krempe ausgeführt ist. Zum Einsatz gelangten die Materialien 13, 15 und 2 in den Dicken 0,15mm, 0,2mm, 0,25mm und 0,3mm. Angefertigt wurden von jedem Material 10 Kalotten in jeder Dicke und im Bereich von 10mmHg bis 50mmHg in Stufen zu 10mmHg gemessen. Pro Druckwert wurden 10 Einzelmeßwerte aufgenommen, der Mittelwert gebildet und die Standardabweichung ermittelt. Die Darstellung erfolgte als Gesamtmittelwert aus den Meßwerten aller Kalotten (jeweils einer Dicke und eines Materials) unter Darstellung der Standardabweichung der Mittelwerte der einzelnen Kalotten (Normalverteilung nach [KATZMAREK] vorausgesetzt).

5.5.1. Messung von Kalotten des Typs 2 am NCT-CT20D und Ocuton A

Zunächst erfolgte der Einsatz des Augenphantoms am NCT-CT20D. Den Verlauf der Gesamtmittelwerte für Material 15 als Beispiel zeigt Abb.5.5.1. Der Zusammenhang zwischen Meß- und Kammerdruckwert ist prinzipiell linear interpolierbar in der Form $y=ax+b$ ($r^2>0,99$). Dabei zeigte sich, daß für die Kalotten der Dicke 0,3mm die Meßbereichsbergrenze des NCT von 60mmHg bereits ab einem eingestellten Druck von 30mmHg überschritten wird, folglich nur wenige Stützpunkte vorliegen. Zudem kommt die mit höheren Meßwerten zunehmende gerätetypische Streuung zum Tragen.

Wie bereits bei den Erstuntersuchungen trat das Phänomen auf, daß die dünnsten Kalotten (Dicke 4=0,15mm) ein steiferes Verhalten als das der nächstdickeren Kalotten aufweisen, unabhängig vom verwendeten Kalottenmaterial, womit diese Dicke endgültig aus weiteren Messungen ausgeschlossen wurden. Die Standardabweichung der Meßwerte der Einzelkalotten lag bei allen Materialien und Dicken unter 3mmHg (hohe Streuung bei dicken Kalotten und hohen Meßwerten), die der Gesamtmittelwerte aus 10 Kalotten unter 2,5mmHg. Trägt man die Meßwerte der Kalotten verschiedener Materialien gleicher Dicke über den Druck auf, so ergibt sich die Darstellung in Abb.5.5.2. Deutlich zeigt sich darin, daß die Anstiege unabhängig vom Material bei Kalotten einheitlicher Dicke weitgehend gleich sind. Der Offset nimmt mit steigender Dicke zu. Interessanterweise ist jedoch der Offset bzw. die relative Lage der Geraden nur noch für die Dicke 3 (=0,2mm) nach dem Schermodul gestaffelt, eine eindeutige Zuordnung somit nicht mehr möglich.

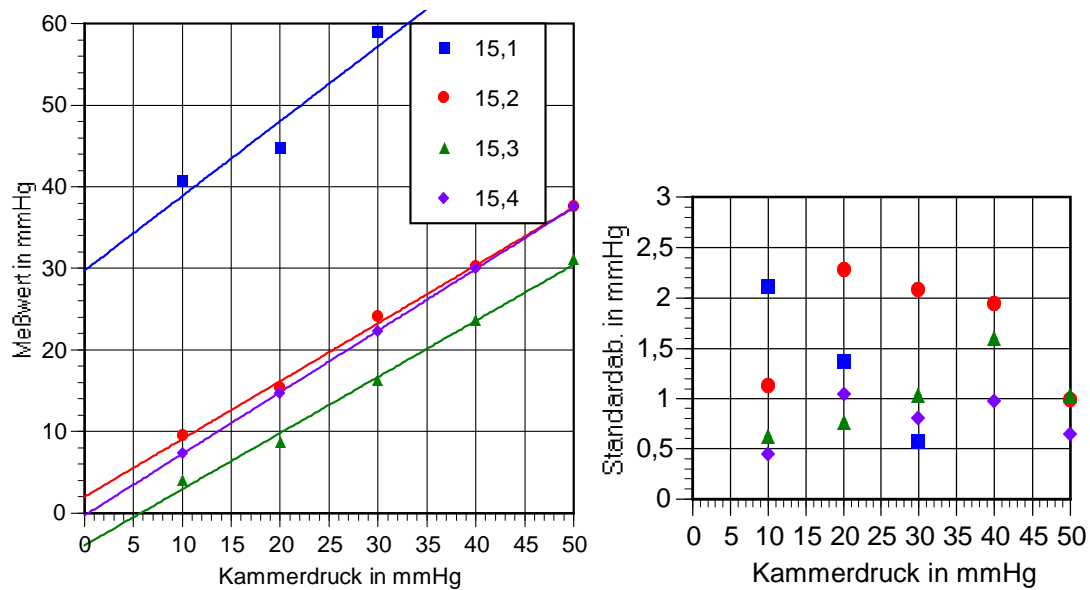


Abb.5.5.1: Gesamtmitteiwerte der Meßwerte von 10 Kalotten (Material 15, Geometrie Typ2), gemessen am NCT CT20D

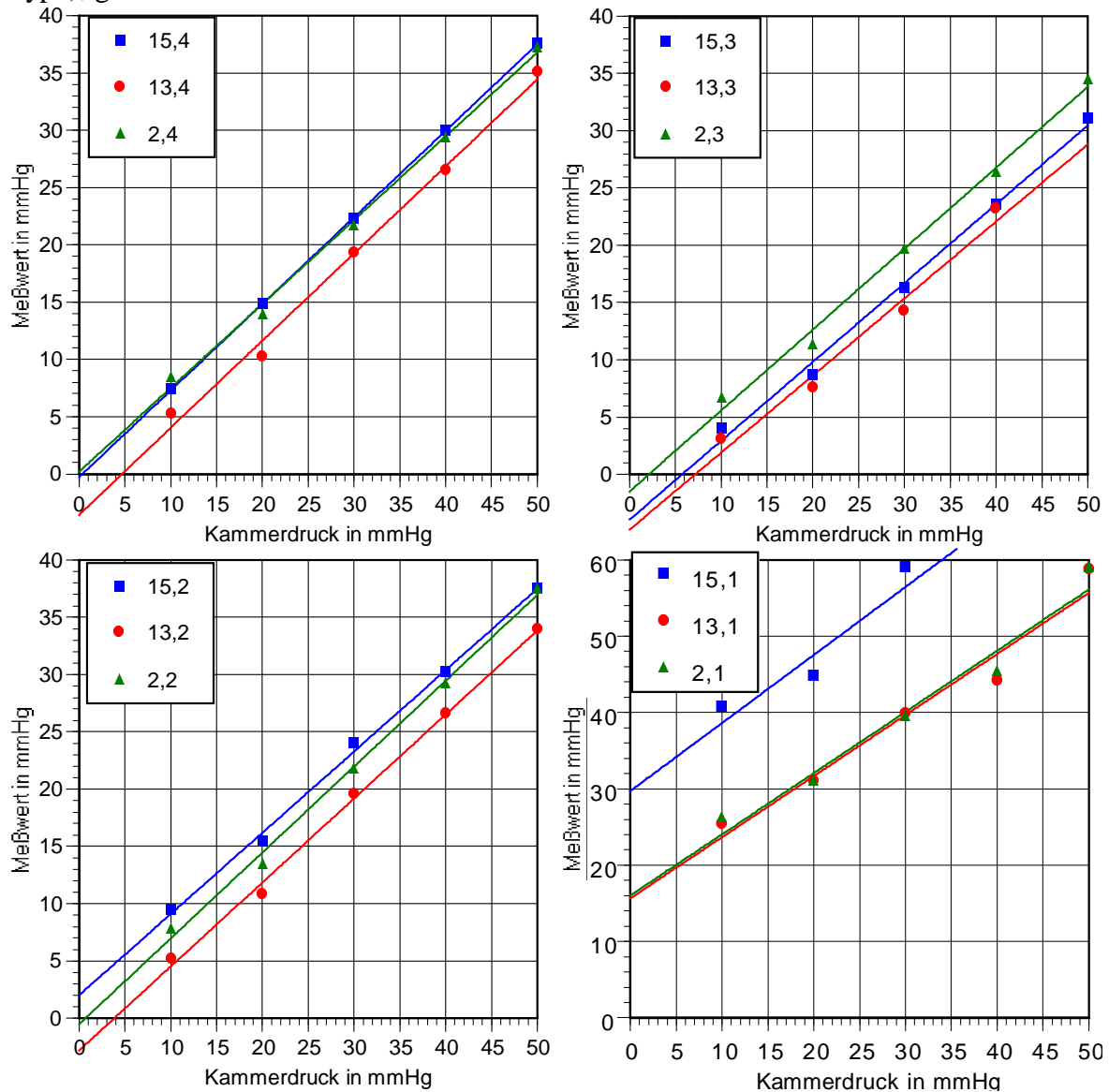


Abb.5.5.2: Aufstellung der Kalottenmitteiwerte verschiedener Materialien und einheitlicher Dicke (NCT CT20D)

Kalotte/ Material	Dicke in mm	a	b
2,1	0,3	0,8	16,07
15,1	0,3	0,92	29,74
13,1	0,3	0,8	15,68
2,2	0,25	0,75	-0,52
15,2	0,25	0,71	20,01
13,2	0,25	0,733	-2,81
2,3	0,2	0,71	-1,46
15,3	0,2	0,69	-3,94
13,3	0,2	0,673	-4,81
2,4	0,15	0,73	0,19
15,4	0,15	0,76	-0,27
13,4	0,15	0,76	-3,57

Tab.5.5.1: Anstieg und Offset der Regressionsgeraden der Mittelwerte am NCT CT20D

Die Messung der Typ-2-Kalotten mit dem Ocuton A lieferte ein prinzipiell ähnliches Ergebnis. Als Beispiel sei Material 15 angegeben (Abb.5.5.3). Eine lineare Interpolation ist mit $r^2 > 0,99$ möglich. Wiederum trat für Kalotten der Dicke 0,15mm die schon bei den Messungen am NCT beschriebene Anomalie der Kurvelage in Relation zu Kurven höherer Kalottendicke auf: der Offset der Kalotten steigt über den der nächsthöheren Dicke (0,2mm). Wie bereits am NCT ist eine Staffelung der Geraden nach Schermodul der Materialien nicht eindeutig beobachtbar, was den Schluß nahelegt, daß der Schermodul alleine zur Beschreibung des mechanischen Verhaltens der Kalotten am Tonometer nicht ausreichend ist (Abb.5.5.4).

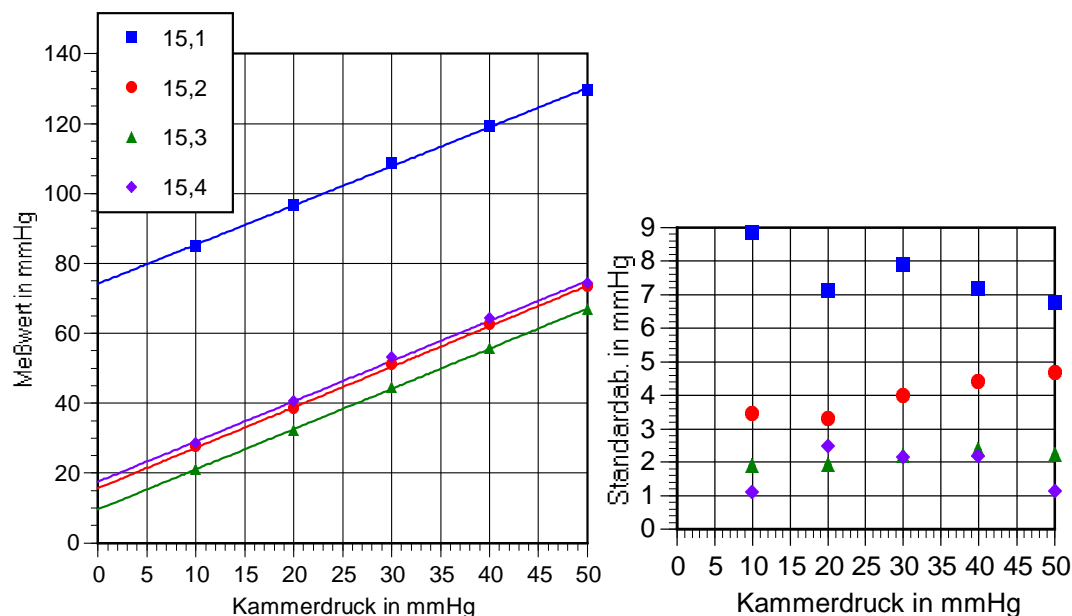


Abb.5.5.3: Regressionsgeraden des Gesamtmittelwertes für Kalotten des Materials 15 in den Dicken 0,15 bis 0,3mm und Standardabweichung der Einzelmittelwerte der Kalotten einer Dicke am Ocuton A

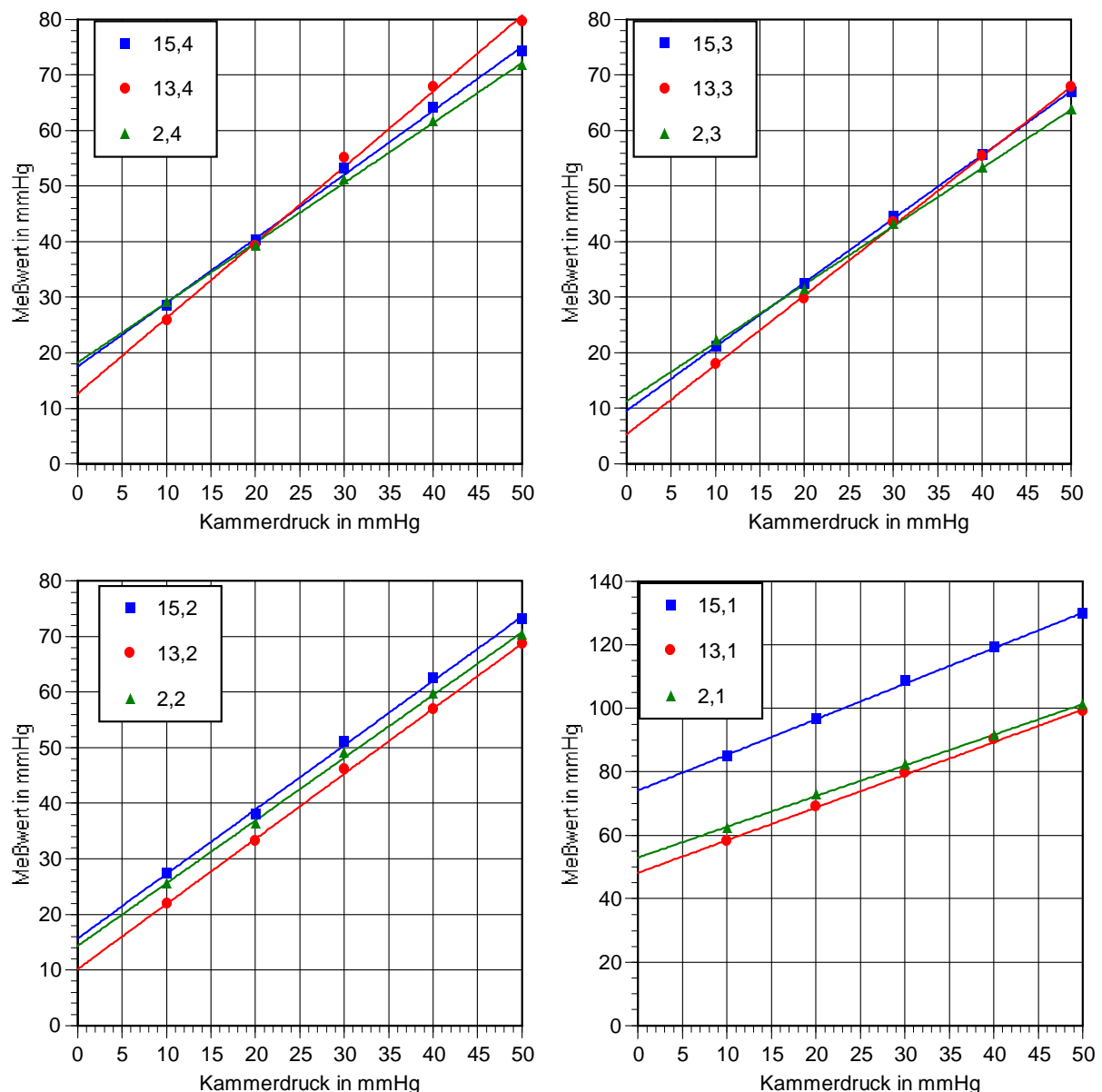


Abb.5.5.4: Regressionsgeraden der Gesamtmittelwerte von Kalotten verschiedener Materialien in gleicher Dicke am Ocuton A

Bei allen Materialien liegt die Standardabweichung der Meßwerte der Einzelkalotten unter 3mmHg, wohingegen die Gesamtmittelwerte, gebildet aus dem Einzelmittelwerten der Kalotten, erheblich höhere Standardabweichungen aufweisen. Als extrem muß diese für Material 15 angesehen werden, die auf Schwankungen der Eigenschaften der Kalotten innerhalb der Serie hinweist. Einerseits rührte diese Abweichung zwar von den schon unphysiologischen und sehr hohen Meßwertbereichen her, in denen das Meßgerät betrieben werden mußte, andererseits kam darin auch die Anfälligkeit des Meßprinzips für Verschmutzungen, Beschädigungen und Inhomogenitäten der Kalottenoberfläche, die bei jeder Kalotte immer spezifisch ausgeprägt mehr oder weniger auftraten, zum Tragen. Gezielte mikroskopische Untersuchungen zeigten stellenweise kleine, für das bloße Auge nicht sichtbare und unter der Oberfläche liegende Gasbläschen, die bei geringer Eigendehnung der Kalotte die Totalreflektion beeinflussen, sowie eine von Kalotte zu Kalotte in ihrer Geometrie identische langgestreckte Erhebung. Die Ursache dazu wurde in der Glasform der Fertigvorrichtung (Glasgegenlager der Typ-2-Kalotten mit Krempenrand) in Form eines Kratzers gefunden,

vermutlich bereits bei der Herstellung einpoliert und bedingt durch die guten Abformeigenschaften der verwendeten Materialien auf jeder Kalottenoberfläche wiedergegeben. Der Einfluß auf das Meßergebnis schwankte damit je nach Position des Antastpunktes des Tonometers auf der Kalottenoberfläche, der zwar innerhalb der Messungen an einer Kalotte stets konstant blieb, aber von Kalotte zu Kalotte durch Entnahme und Neupositionierung des Augenphantoms unter dem Tonometer variierte. Die in ihrer Aussagekraft damit eingeschränkten Anstiegs- und Offsetwerte der Regressionsgeraden zeigt Tabelle 5.5.2. Auch hierbei ist erkennbar, daß der Offset der dünnsten Kalotten den der nächsthöheren Dicke übersteigt. Ein ähnlicher Anstieg konnte nur bei der Dicke 0,25mm beobachtet werden, bedingt durch die bereits beschriebenen Fehlereinflüsse.

Aus diesen Erkenntnissen heraus wurde nach Abschluß dieser Messungen das Glasgegenlager zur Entfernung des Kratzers manuell auspoliert und die Abformeinrichtung erhielt eine Präzisionslinearführung. Diese ermöglichte im Gegensatz zur bisherigen Führung mit Anschlagsschraube eine einfachere und präzisere Einstellung der Kalottendicke und einen verkipfungsfreien Stempelvorschub, zog jedoch eine Kalottenneuproduktion und neue Meßserien nach sich (Kalottenbezeichnung „Typ 3“).

Kalotte/ Material	Dicke in mm	a	b
2,1	0,3	0,966	53
15,1	0,3	1,12	74,16
13,1	0,3	1,03	48,14
2,2	0,25	1,13	14,31
15,2	0,25	1,16	15,68
13,2	0,25	1,17	10,14
2,3	0,2	1,05	11,31
15,3	0,2	1,15	9,59
13,3	0,2	1,25	5,31
2,4	0,15	1,08	18,25
15,4	0,15	1,15	17,53
13,4	0,15	1,36	12,64

Tab.5.5.2: Anstieg und Offset am Ocuton A

5.5.2. Messung von Kalotten des Typs 3 am NCT-CT20D und Ocuton A

Für die anschließenden Messungen wurden die einzustellenden Druckstufen der Trägerkammer auf Schritte von 5mmHg, beginnend bei 5mmHg bis zu 50mmHg, verringert. Um den Meß- und Verarbeitungsaufwand einzugrenzen, wurde die Anzahl der hergestellten Kalotten je Material und Dicke von 10 auf 5 gesenkt. Die Dicke 0,15mm wurde für die Messungen nicht mehr vorgesehen. Für die einzelnen Kalotten wurden je eingestelltem Druckwert 10 Meßwerte aufgenommen, der Mittelwert (Kalottenmittelwert) gebildet und die Standardabweichung ermittelt. Weiterhin wurden zwischen gleichen Kalotten (Material, Dicke) aus den Kalottenmittelwerten der Gesamtmittelwert berechnet und die Standardabweichungen der einzelnen Mittelwerte im Sinne einer Mittelwertschwankung um den Gesamtmittelwert ermittelt. Als neues Material wurde Material 16 in die Untersuchungen mit einbezogen. Damit standen Materialien über den Schermodulbereich von 270 bis maximal 850kPa (statisch, 0Hz) zur Verfügung (Abb.5.3.1, Abb.5.3.2). Die ersten Messungen erfolgten mit NCT CT20D und Ocuton.

Messungen am NCT

Die wesentlichen Ergebnisse sollen an den Messungen des Materials 15 dargestellt werden. Die Abb.5.5.5 zeigt dabei den linearen Zusammenhang von Kammerdruck und Meßwert. Sie stellt die gesamte Breite aller Einzelmeßwerte, die Geraden der linearen Regression der Mittelwerte der 5 Kalotten (farbige Geraden) sowie den Verlauf des Gesamtmittelwertes (Punktsymbole sowie Gerade in Magenta) dar; desweiteren ist die Standardabweichung der Meßwerte je Kalotte sowie der Mittelwerte um den Gesamtmittelwert angegeben. Einzeldarstellungen für alle weiteren verwendeten Materialien sind im Anhang verzeichnet. Linear interpoliert ergeben sich damit folgende Werte für Anstieg a und Offset b (Tab.5.5.3). Nicht zu übersehen ist in den Diagrammen die Schwankungsbreite der Einzelmeßwerte.

Kalotte	a	b	r^2
15,1nn1	0,585	15,97	0,950
15,1nn2	0,651	13,16	0,986
15,1nn3	0,615	13,23	0,984
15,1nn4	0,672	11,53	0,975
15,1nn5	0,590	13,79	0,987
15,1n (Mittelwertkurve)	0,622	13,53	0,989

Tab.5.5.3: Anstieg und Offset der linearen Interpolation für Mat. 15, $d=0,3\text{mm}$, am NCT CT20D

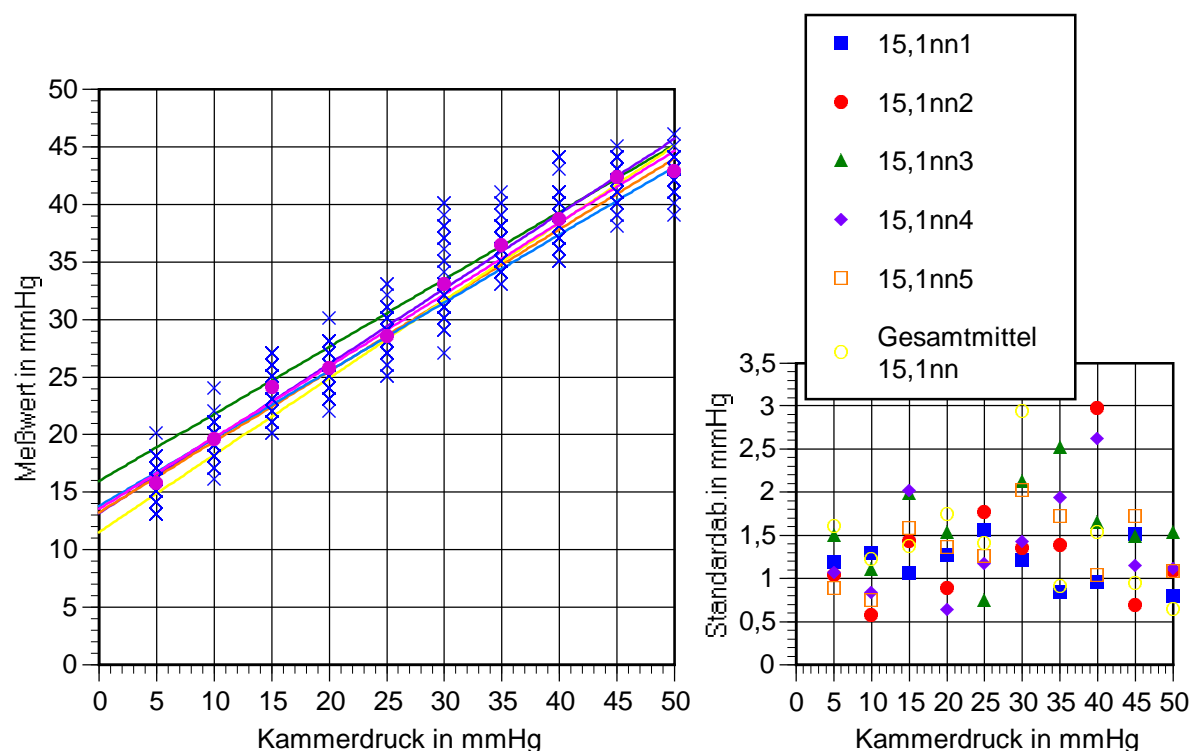


Abb.5.5.5: Einzelmeßwerte, Kalottenmittelwerte und Gesamtmittel (Punkte in Magenta) aller Kalotten der Dicke $0,3\text{mm}$ sowie Standardabweichung der Einzelmeß- und -mittelwerte am NCT CT20D

Ähnliche Verhältnisse ergeben sich in der Darstellung für Kalotten der Dicke $0,25\text{mm}$ und $0,2\text{mm}$.

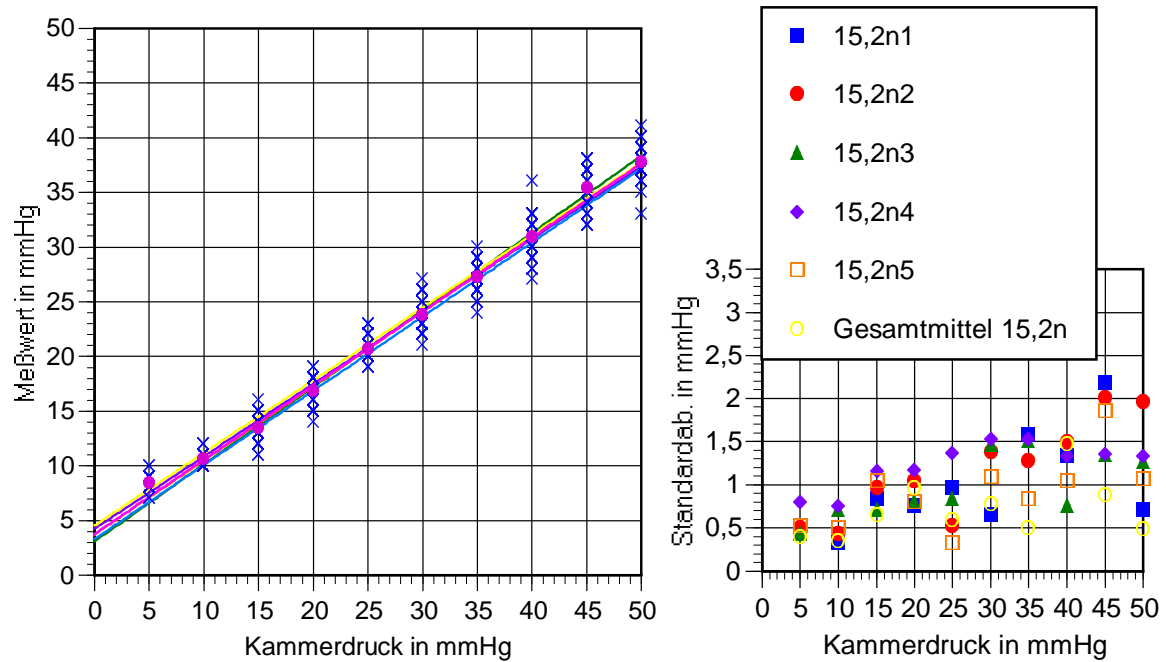


Abb.5.5.6: Einzelmeßwerte, Kalottenmittelwerte, Gesamtmittel (Punkte in Magenta) aller Kalotten der Dicke 0,25mm sowie Standardabweichung der Einzelmeß- und -mittelwerte

Kalotte	a	b	r^2
15,2n1	0,705	3,12	0,993
15,2n2	0,662	4,28	0,997
15,2n3	0,679	3,74	0,996
15,2n4	0,664	4,57	0,991
15,2n5	0,678	3,35	0,987
15,2n (Mittelwertkurve)	0,678	3,81	0,997

Tab.5.5.4: Anstieg und Offset der linearen Interpolation für Mat. 15, d=0,25mm, am NCT CT20D

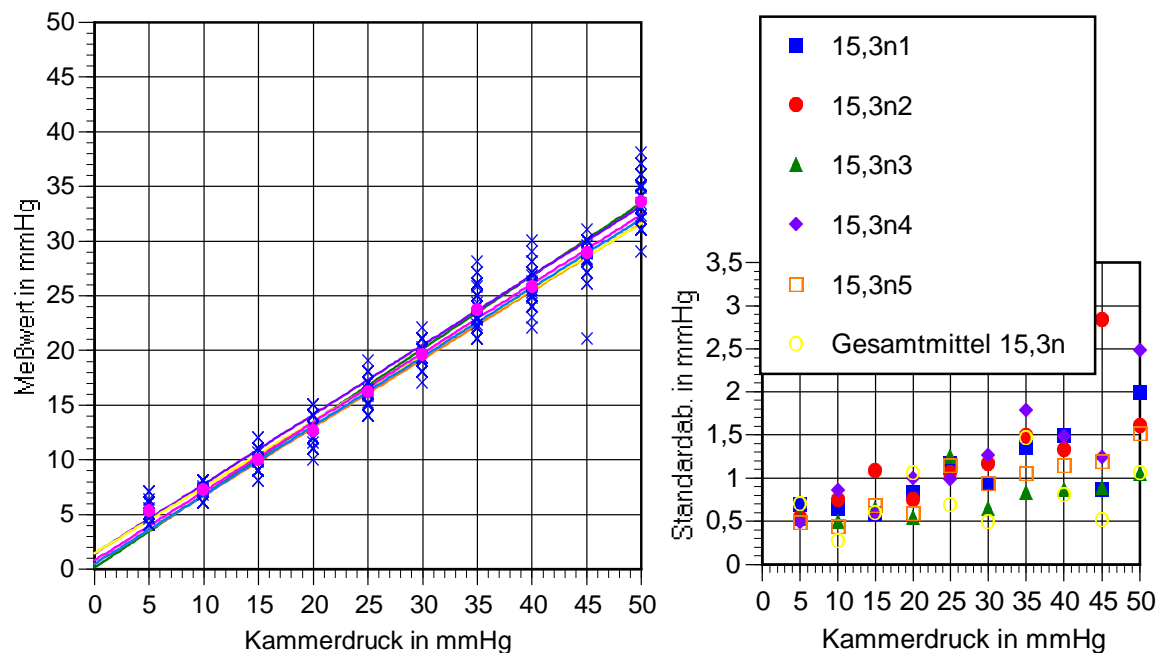


Abb.5.5.7: Einzelmeßwerte, Kalottenmittelwerte, Gesamtmittel (Punkte in Magenta) aller Kalotten der Dicke 0,2mm sowie Standardabweichung der Einzelmeß- und -mittelwerte

Kalotte	a	b	r^2
15,3n1	0,667	0,14	0,991
15,3n2	0,635	1,47	0,988
15,3n3	0,624	0,5	0,994
15,3n4	0,603	1,49	0,989
15,3n5	0,631	0,49	0,993
15,3n (Mittelwertkurve)	0,632	0,81	0,994

Tab.5.5.5: Anstieg und Offset linearen Interpolation für Mat. 15, d=0,2mm, am NCT CT20D

Der Anstieg ist weitgehend unabhängig von der Dicke und variiert in einem engen Bereich. Der Offset ist stellenweise höheren Schwankungen unterworfen.

Zur Gegenüberstellung der Meßergebnisse der Materialien 2, 13, 15 und 16 wurden die Gesamtmittelwerte und die Standardabweichung der Kalottenmittelwerte herangezogen. Die grafische Darstellung für Kalotten einheitlicher Dicke, aber verschiedener Materialien, erfolgt in den Abb.5.5.8 bis 5.5.10.

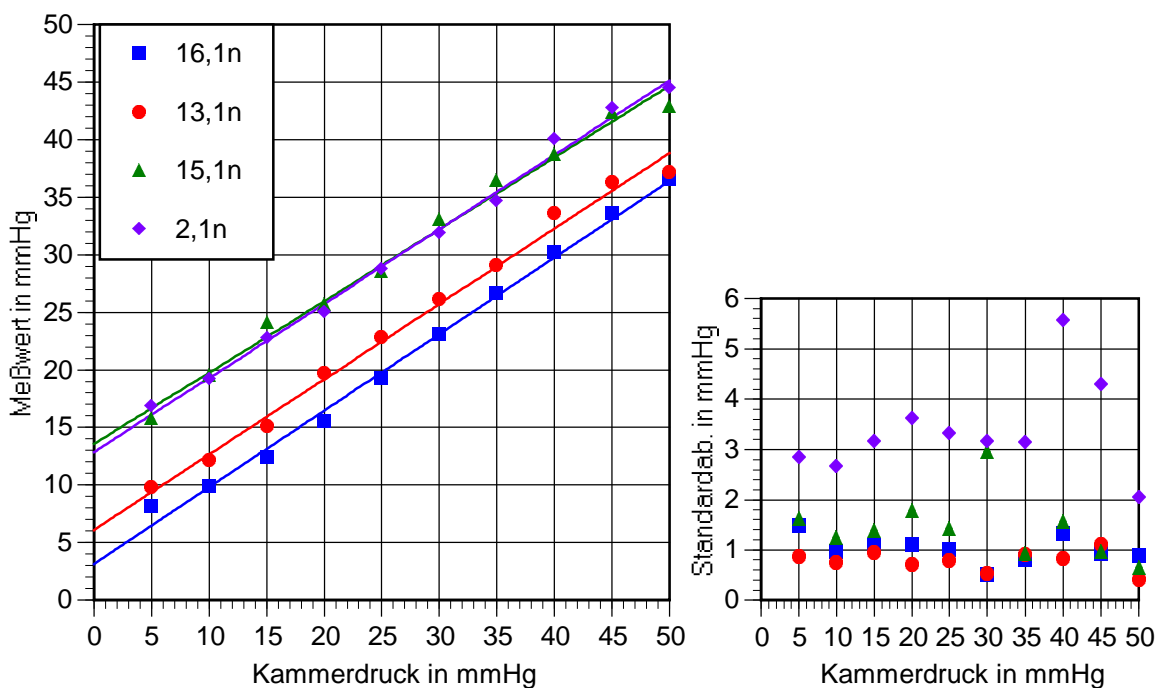


Abb.5.5.8: Verlauf der Mittelwerte der Messungen für Kalotten der Dicke 0,3mm am NCT

Kalotte (d=0,3mm)	a	b
16,1n	0,66	3,14
13,1n	0,65	6,1
15,1n	0,62	13,53
2,1n	0,65	12,84

Tab.5.5.6: Tabelle Anstiegs- und Offsetmittelwerte für Kalotten der Dicke 0,3mm am NCT

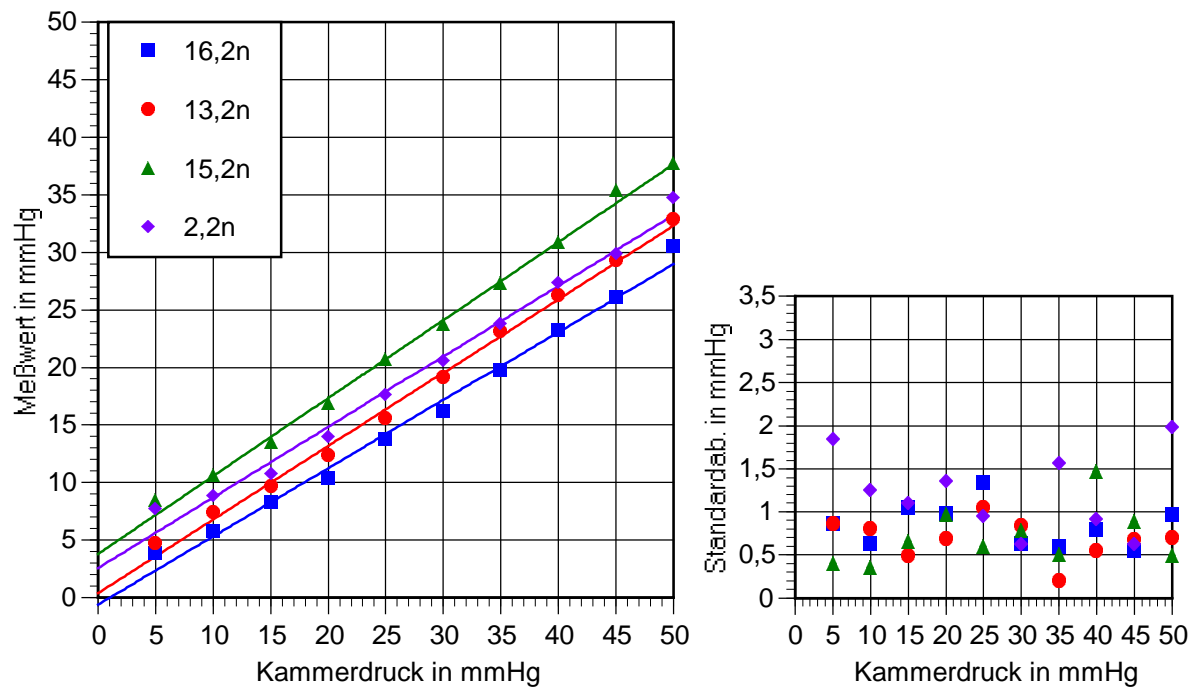


Abb.5.5.9: Verlauf der Mittelwerte der Meßwerte für Kalotten der Dicke 0,25mm am NCT

Kalotte	a	b
16,2n	0,59	-0,58
13,2n	0,64	0,42
15,2n	0,68	3,81
2,2n	0,61	2,59

Tab.5.5.7: Tabelle Anstiegs- und Offsetmittelwerte für Kalotten der Dicke 0,25mm am NCT

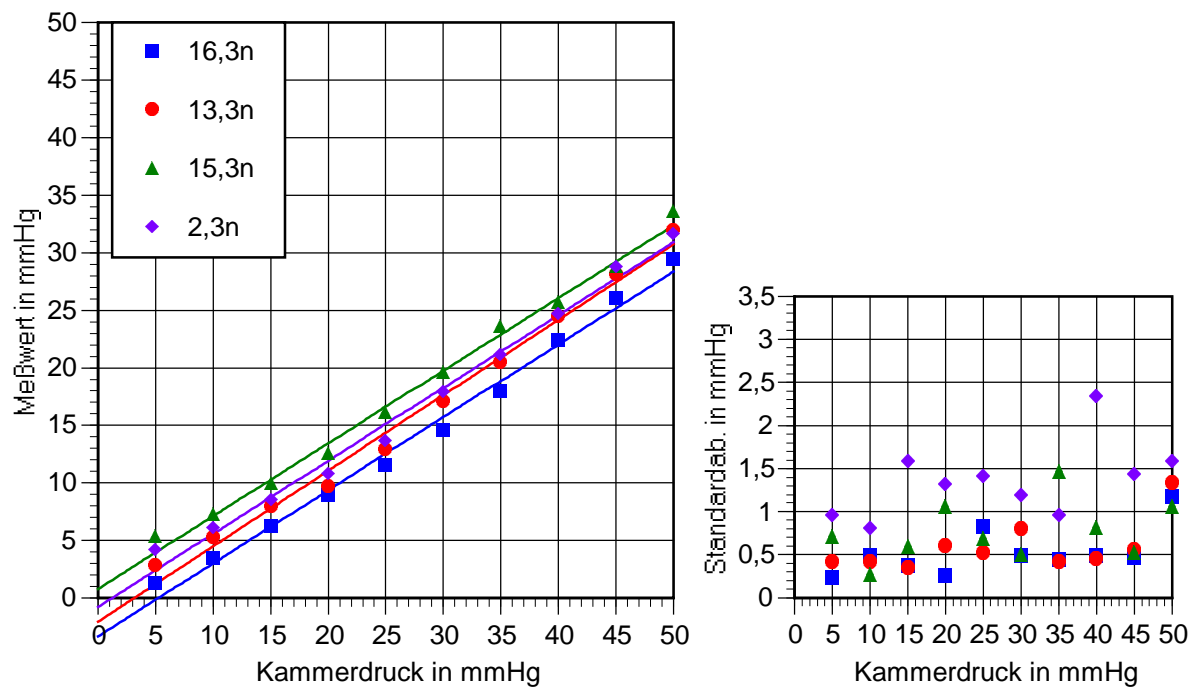


Abb.5.5.10: Verlauf der Mittelwerte der Messungen für Kalotten der Dicke 0,2mm am NCT

Kalotte	a	b
16,3n	0,63	-3,3
13,3n	0,66	-2,04
15,3n	0,63	0,81
2,3n	0,63	-0,74

Tab.5.5.8: Anstiegs- und Offsetmittelwerte für Kalotten der Dicke 0,2mm am NCT

Betrachtet man die Mittelwerte der einzelnen Meßreihen für Kalotten verschiedener Materialien, so läßt sich feststellen, daß der Anstieg sich kaum unterscheidet. Zwischen Offset und Schernmodul besteht jedoch kein eindeutiger Zusammenhang: zwar weist das schernachgiebigste Material 16 den niedrigsten Offset auf, der des „steifsten“ Materials 2 liegt aber unter dem von Material 15. Material 2 weist die höchsten Standardabweichungen auf. Material 16 führt innerhalb der Messungen an Kalotten einheitlicher Dicke zu den niedrigsten Meßwerten, was im Sinne einer späteren Anwendung des Phantoms für Testmessungen eines Tonometers im unteren Druckbereich ist von Interesse ist.

Messungen am Ocuton

Ausgehend von den Erfahrungen vorhergehender Messungen erfolgte für die Präzisionskalotten (Typ 3) für Messungen am Ocuton A vor jeder Meßreihe die Reinigung der Kalottenoberfläche sowie des Meßköpfchens des Tonometers mit einem ethanolbenetzten Wattestäbchen. Die Ergebnisse sind für Material 15 in den Abb.5.5.11 bis 5.5.13 dargestellt. Der Anstieg der Geraden innerhalb der Kalotten einheitlicher Dicke variiert nur gering, gleiches gilt für den Offset. Ist der Anstieg der Kalotten der Dicke 0,3mm und 0,25mm noch als nahezu identisch zu bezeichnen (1,01 und 1,05), so nimmt er bei der Dicke 0,2mm deutlich zu (1,34). Der Offset steigt erwartungsgemäß mit höherer Kalottendicke.

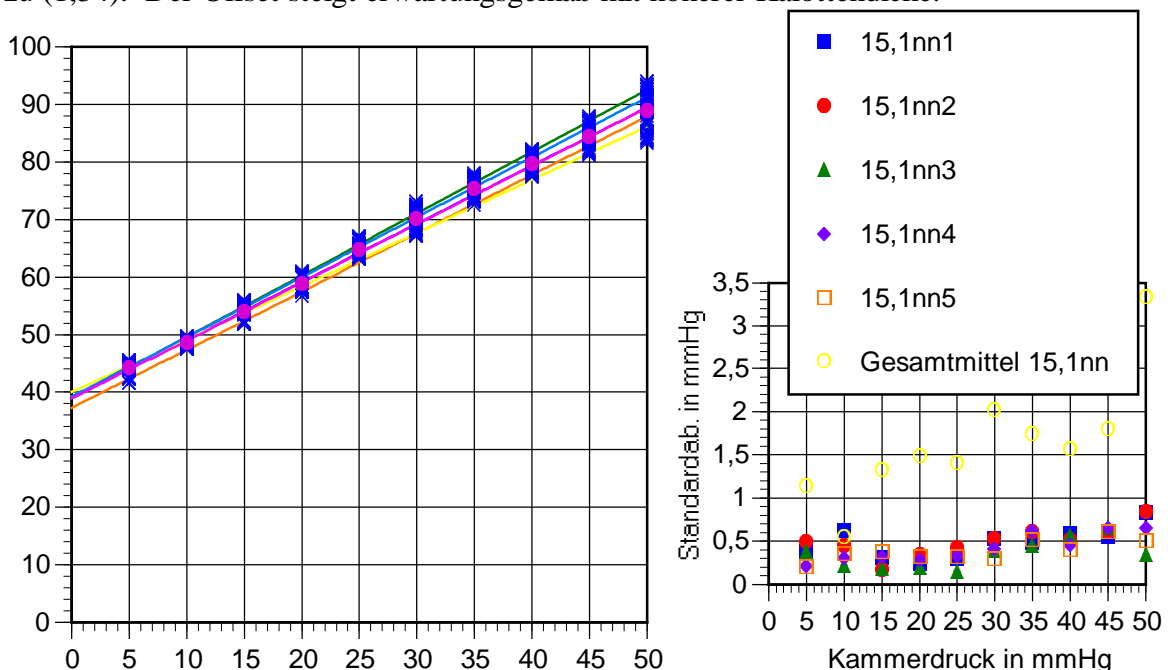


Abb.5.5.11: Einzelmeßwerte, Kalottenmittelwerte und Gesamtmittel (Punkte in Magenta) aller Kalotten der Dicke 0,3mm sowie Standardabweichung der Einzelmeß- und -mittelwerte am Ocuton A

Kalotte	a	b	r^2
15,1nn1	1,07	38,89	0,999
15,1nn2	1,01	39,04	0,997
15,1nn3	1,01	37,24	0,998
15,1nn4	0,92	39,95	0,994
15,1nn5	1,04	39,22	0,996
15,1nn (Mittelwertkurve)	1,01	38,87	0,999

Tab.5.5.9: Anstieg und Offset der Regression für Mat. 15, d=0,3mm, am Ocuton A

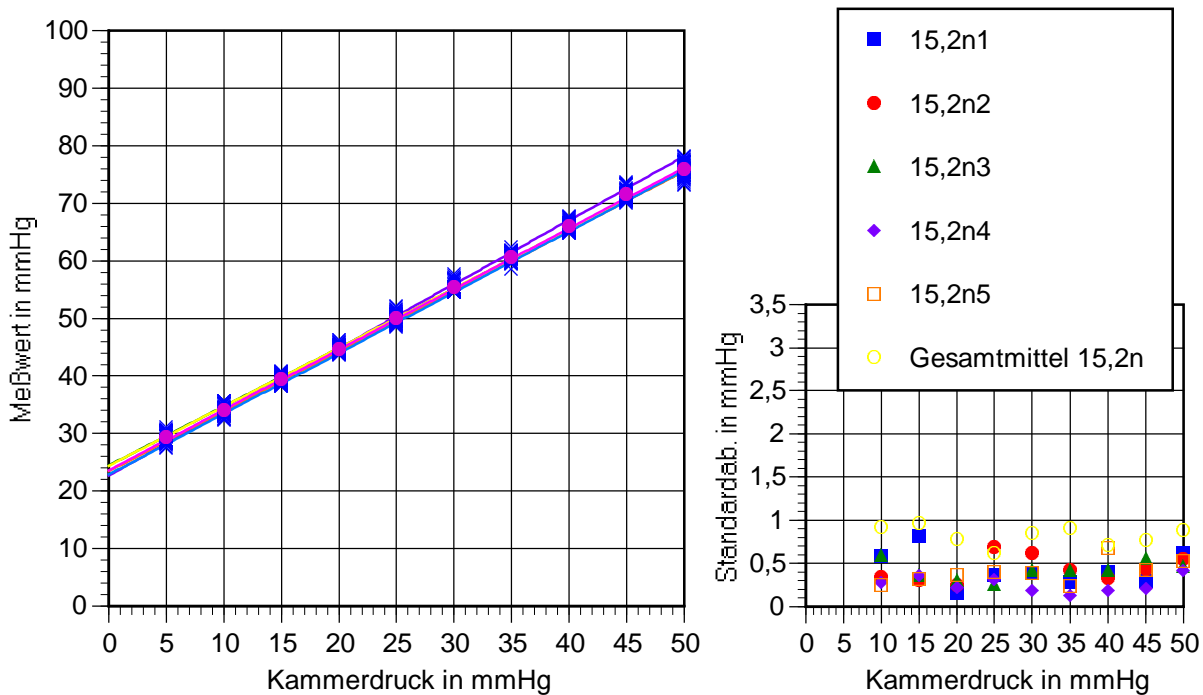


Abb.5.5.12: Einzelmeßwerte, Kalottenmittelwerte und Gesamtmittel (Punkte in Magenta) aller Kalotten der Dicke 0,25mm sowie Standardabweichung der Einzelmeß- und -mittelwerte

Kalotte	a	b	r^2
15,2n1	1,02	24,45	0,999
15,2n2	1,11	22,71	0,999
15,2n3	1,04	23,43	0,999
15,2n4	1,03	24,37	0,999
15,2n5	1,06	22,84	0,999
15,2n (Mittelwertkurve)	1,05	23,56	0,999

Tab.5.5.10: Anstieg und Offset der Regression für Mat. 15, d=0,25mm, am Ocuton A

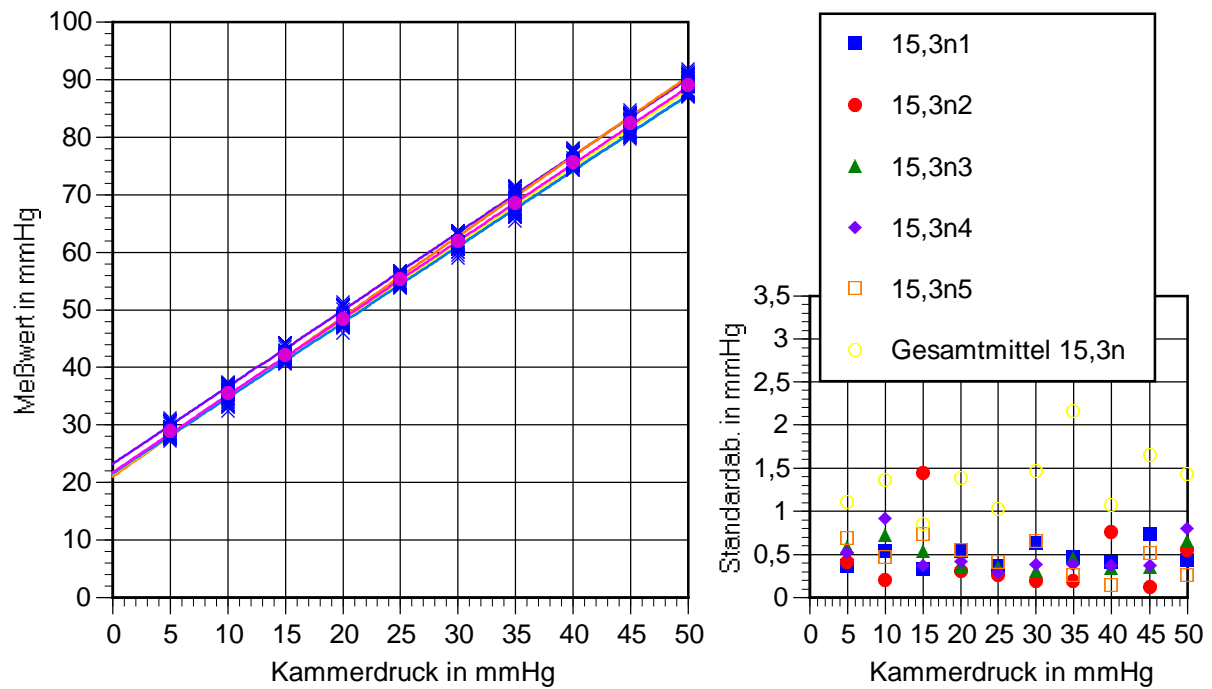


Abb.5.5.13: Einzelmeßwerte, Kalottenmittelwerte und Gesamtmittel (Punkte in Magenta) aller Kalotten der Dicke 0,2mm sowie Standardabweichung der Einzelmeß- und -mittelwerte

Kalotte	a	b	r^2
15,3n1	1,31	21,60	0,999
15,3n2	1,34	23,25	0,999
15,3n3	1,39	21,05	0,999
15,3n4	1,34	21,43	0,997
15,3n5	1,32	21,56	0,997
15,3n (Mittelwertkurve)	1,34	21,78	0,999

Tab.5.5.11: Anstieg und Offset der Regression für Mat. 15, d=0,2mm, am Ocuton A

Stellt man die Meßwerte der Kalotten einheitlicher Dicke als Mittelwerte einander gegenüber, so ergeben sich die folgenden Darstellungen der Abb.5.5.14 bis 5.5.16.

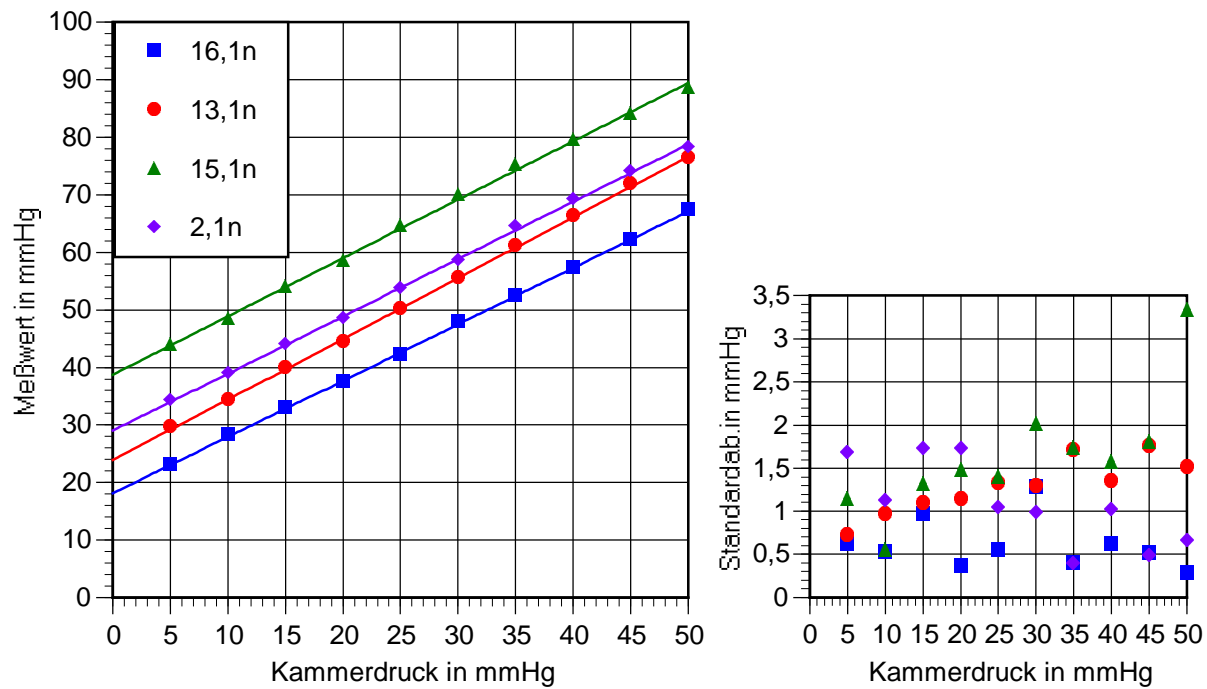


Abb.5.5.14: Verlauf der Mittelwerte und Standardabweichungen der Messungen für Kalotten der Dicke 0,3mm am Ocuton A bei unterschiedlichem Schermodul

Kalotte	a	b
16,1n	0,98	18,15
13,1n	1,05	23,92
15,1n	1,01	38,87
2,1n	0,99	29,05

Tab.5.5.12: Anstieg und Offset (Mittelwerte) der Kalotten der Dicke 0,3mm am Ocuton A

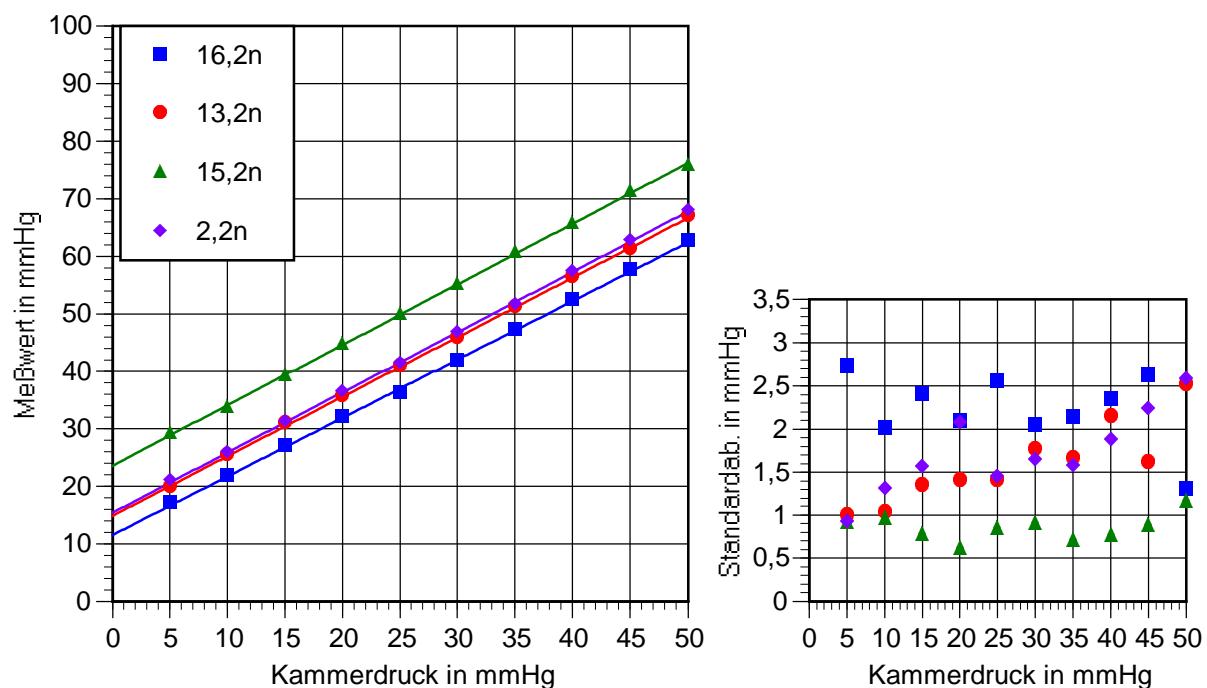


Abb.5.5.15: Verlauf der Mittelwerte und Standardabweichungen der Messungen für Kalotten der Dicke 0,25mm am Ocuton A bei unterschiedlichem Schermodul

Kalotte	a	b
16,2n	1,02	11,54
13,2n	1,04	14,87
15,2n	1,05	23,56
2,2n	1,05	15,38

Tab.5.5.13: Anstieg und Offset (Mittelwert) von Kalotten der Dicke 0,25mm am Ocuton A

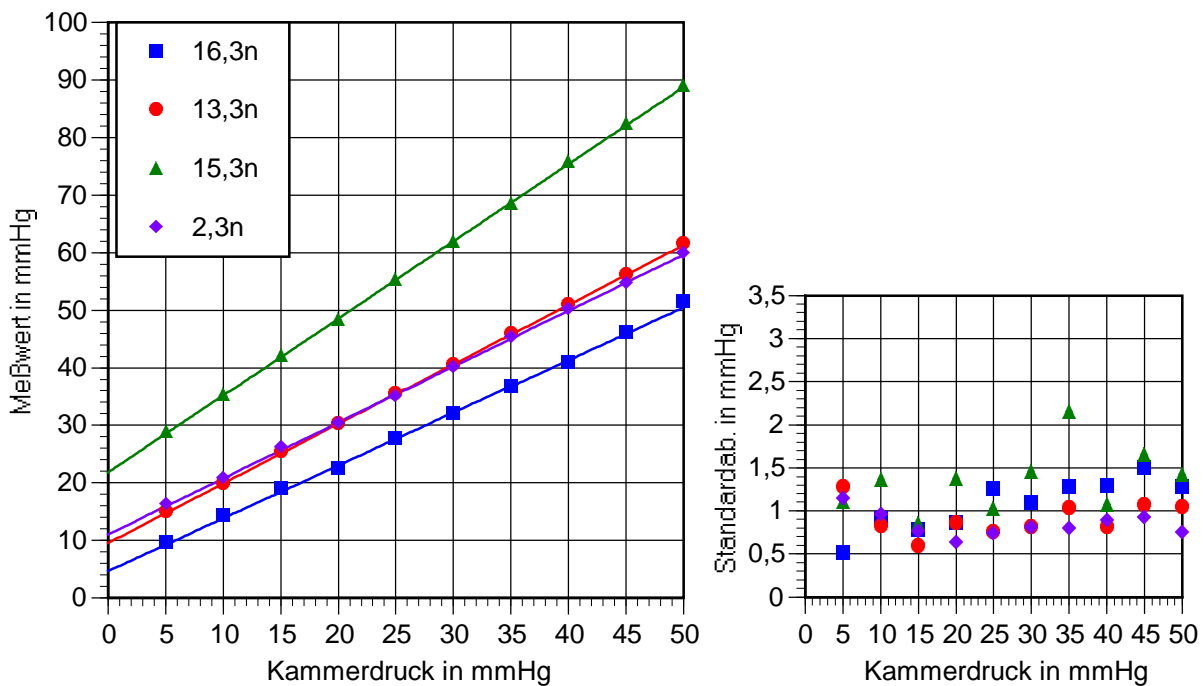


Abb.5.5.16: Verlauf der Mittelwerte der Messungen für Kalotten der Dicke 0,2mm am Ocuton A bei unterschiedlichem Schermodul

Kalotte	a	b
16,3n	0,92	4,62
13,3n	1,04	9,5
15,3n	1,34	21,78
2,3n	0,97	10,99

Tab.5.5.14: Anstieg und Offset (Mittelwert) der Kalotten der Dicke 0,2mm am Ocuton A

Betrachtet man den Anstieg der Meßwerte (Mittelwert) aller Kalotten, so stellt man fest, daß er sich unabhängig von Material und Dicke in einem engen Bereich um 1 bewegt (Ausnahme Kalotten 15,3). Der Offset steigt mit der Dicke. Bzgl. Offset und Schermodul erhält man die gleiche Aussage wie am CT20D: der Offset des Materials 2 mit höherem Schermodul liegt unter dem von Material 15. Material 16 führt zu den niedrigsten Meßwerten und erscheint somit bevorzugt geeignet zum Einsatz im Augenphantom zu sein.

5.6. Vergleiche und Folgerungen aus den Messungen an Typ-3-Kalotten

Vergleicht man die Meßergebnisse von CT20D und Ocuton, so wird bereits ersichtlich, daß der Unterschied zwischen dynamischem und statischem Meßprinzip von maßgeblichem Einfluß ist. Ein universelles Augenphantom, welches an prinzipverschiedenen Tonometern zum gleichen Meßergebnis führt, ist somit nicht realisierbar. So fällt die Abhängigkeit der Meßwerte vom Kammerdruck (Anstieg) am Ocuton A deutlich höher aus als am NCT CT20D. Gleiches gilt für den Offset. Der für Kalotten 15,3n am Ocuton A beobachtbare höhere Anstieg zeigt sich beim CT20D nicht und trat auch bei keinem anderen Material auf.

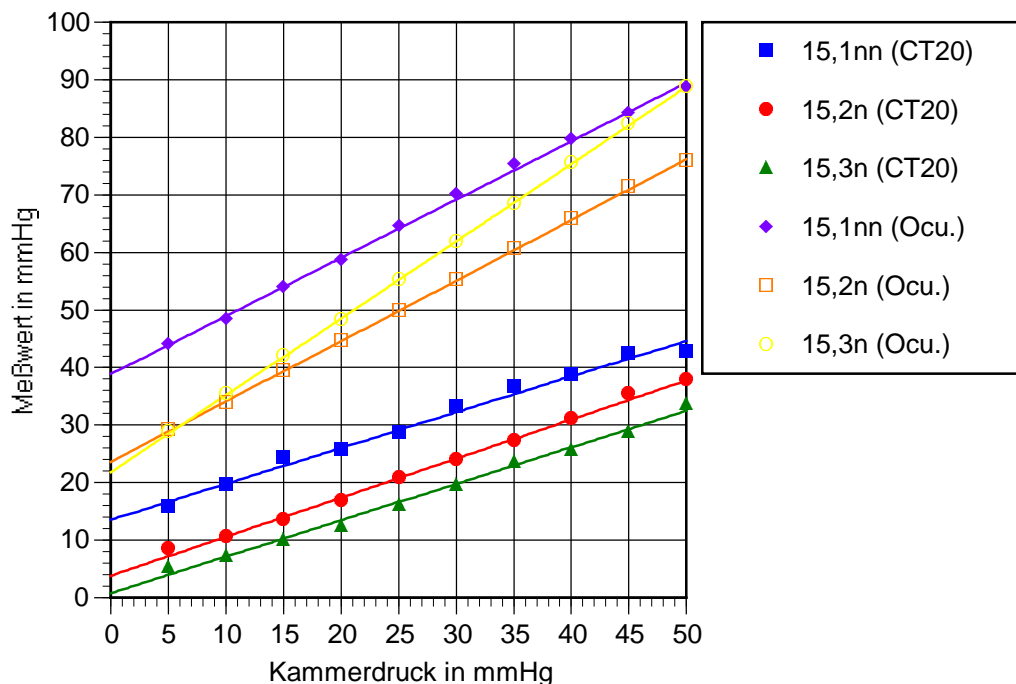


Abb.5.6.1: Anstieg der Regressionskurven in Abhängigkeit von der Dicke für Material 15 am CT20D und OcutonA

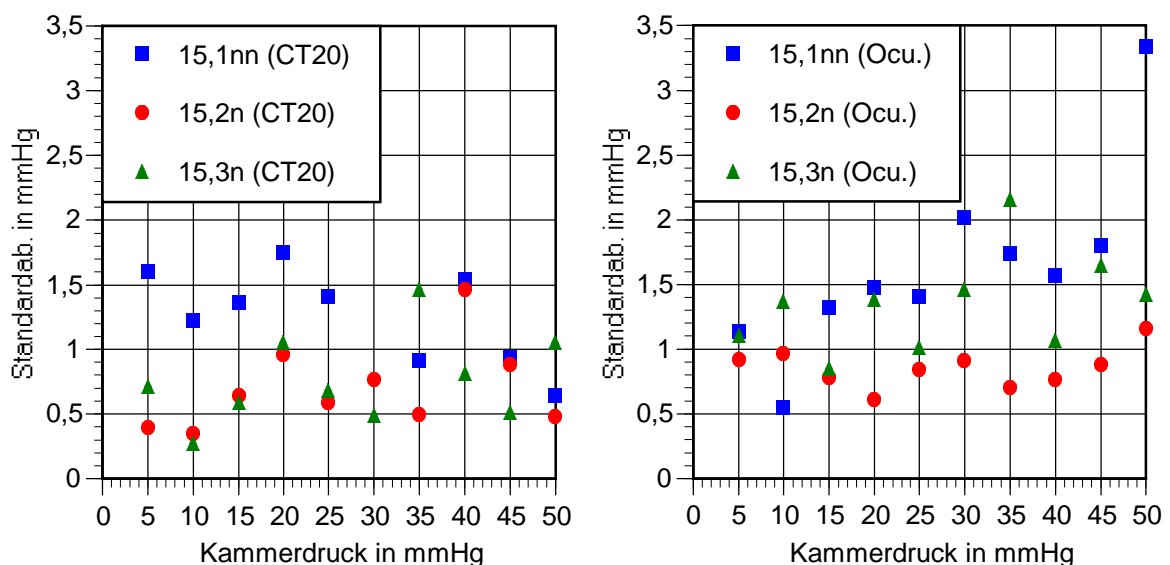


Abb.5.6.2: Standardabweichungen der Mittelwerte bzgl. des Gesamtmittelwertes bei Messungen am CT20D und Ocuton für Kalotten des Materials 15

Die Standardabweichungen der Einzelmeßwerte (wie auch Abb.5.5.5 bis 5.5.7 zum NCT bzw. 5.5.11 bis 5.5.13 zum Ocuton zeigen) ist bei der Messung mit dem Ocuton deutlich geringer, jedoch sind die Standardabweichungen der Kalottenmittelwerte bei beiden Verfahren vergleichbar, herrührend von dem Phänomen, daß das Ocuton zwar die geringere Meßwertstreuung (bzw. Standardabweichung) bei den Messungen an einer einzelnen Kalotte aufweist, dafür aber Schwankungen der Meßbedingungen zwischen den Kalotten (Oberflächenverschmutzung, Antastpunkt) die Standardabweichung der Kalottenmittelwerte erhöht, wohingegen das CT20 zwar eine höhere Einzelmeßwertstreuung (bzw. Standardabweichung) aufweist, aber unempfindlicher auf schwankende Meßbedingungen von Kalotte zu Kalotten reagiert, sodaß hier eine Mittelung erfolgt. Unter reproduzierbaren Verhältnissen von Messung zu Messung wäre demnach dem Ocuton eindeutig der Verzug zu geben, wenn eine geringe Einzelmeßwertstreuung erwünscht und eine Mittelung über mehrere Meßwerte nicht möglich ist.

Stellt man alle Mittelwerte der Meßwerte der Kalotten einheitlicher Dicke, gemessen an beiden Tonometern, zusammenfassend dar, so ergeben sich Darstellungen in den Abbildungen 5.6.4 bis 5.6.6. Die Angabe der Standardabweichung erfolgt nur des Überblicks halber. Wie die Abbildungen zeigen, ist eine Abhängigkeit des Anstiegs vom Schermodul der verwendeten Materialien nicht eindeutig erkennbar - am Ocuton A liegt die Kurve für Material 2 bei allen Kalottendicken deutlich unter der von Material 15, beim CT20D tritt dieser Effekt erst deutlich für Dicken $\leq 0,25\text{mm}$ auf (bei $0,3\text{mm}$ noch Überschneidung). Als Ursachen kommen die unterschiedlichen Wirkprinzipien der Meßverfahren in Frage. Zudem war zu beobachten, daß mit steigendem Druck eine leichte Änderung des Krümmungsradius der Kalotte auftritt, wodurch möglich ist, daß bei den steifsten Materialien damit eine Art „Dehnungssättigung“ erreicht wird, also mit steigendem Schermodul bereits kleine Dehnungseffekte dazu führen, daß die Steife des Materials progressiv zunimmt.

Wie aus den nachgestellten Abbildungen ersichtlich wird, erscheint Material 16 unabhängig von der Kalottendicke sowohl am Ocuton als auch am CT20D als das mit dem „weichsten“ Verhalten. Aus diesem Grunde soll es für weitere Arbeiten (LIT und Tests in der Produktionskontrolle des Ocuton) bevorzugt eingesetzt werden.

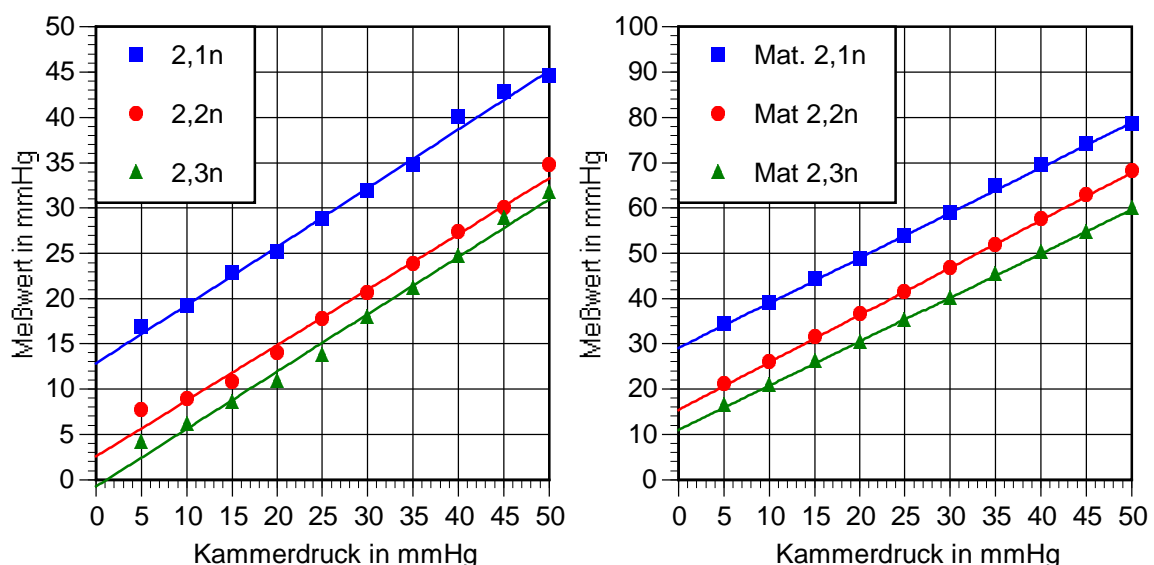


Abb.5.6.3a: Kurvenverläufe der linearen Interpolation für Kalotten der entsprechenden Materialien in verschiedenen Dicken am NCT CT20D (links) und Ocuton A (rechts) für Material 2

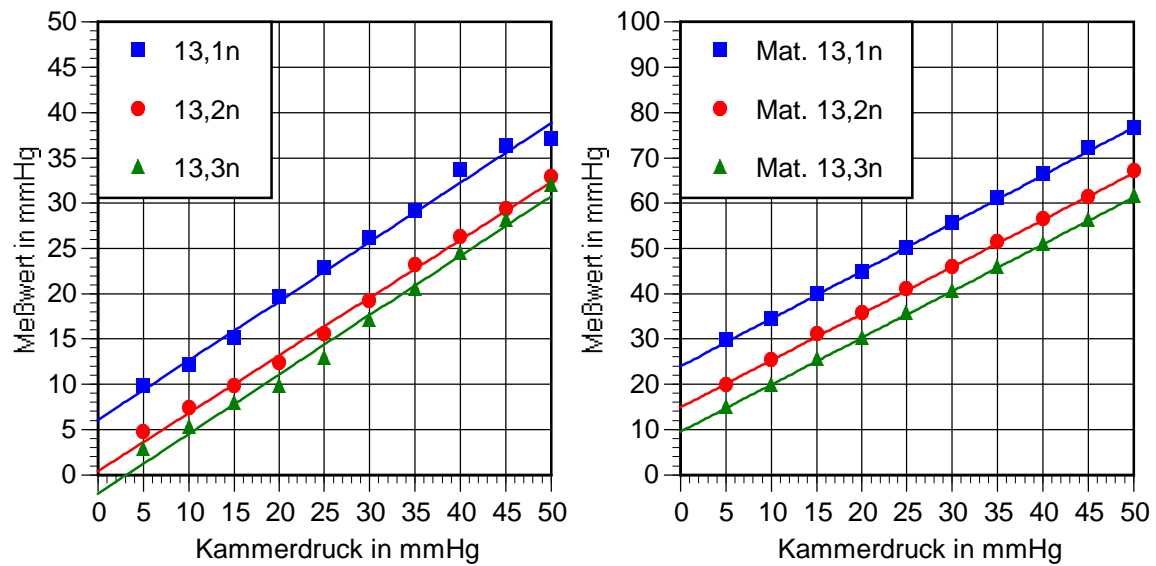


Abb.5.6.3b: Kurvenverläufe der linearen Interpolation für Kalotten der entsprechenden Materialien in verschiedenen Dicken am NCT CT20D (links) und Ocuton A (rechts) für Material 13

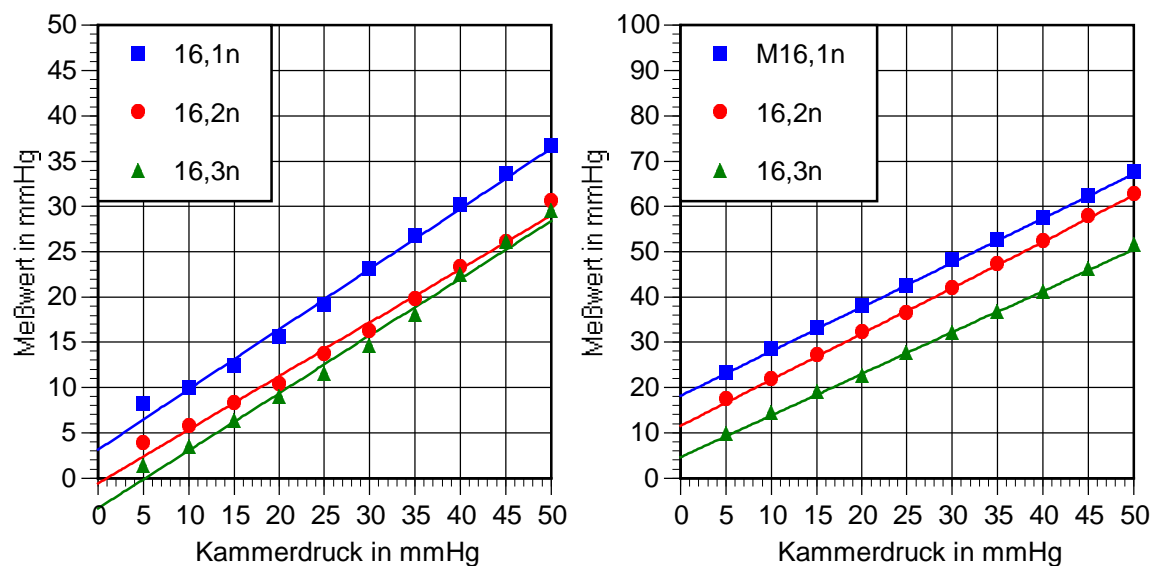


Abb.5.6.3c: Kurvenverläufe der linearen Interpolation für Kalotten der entsprechenden Materialien in verschiedenen Dicken am NCT CT20D (links) und Ocuton A (rechts) für Material 16

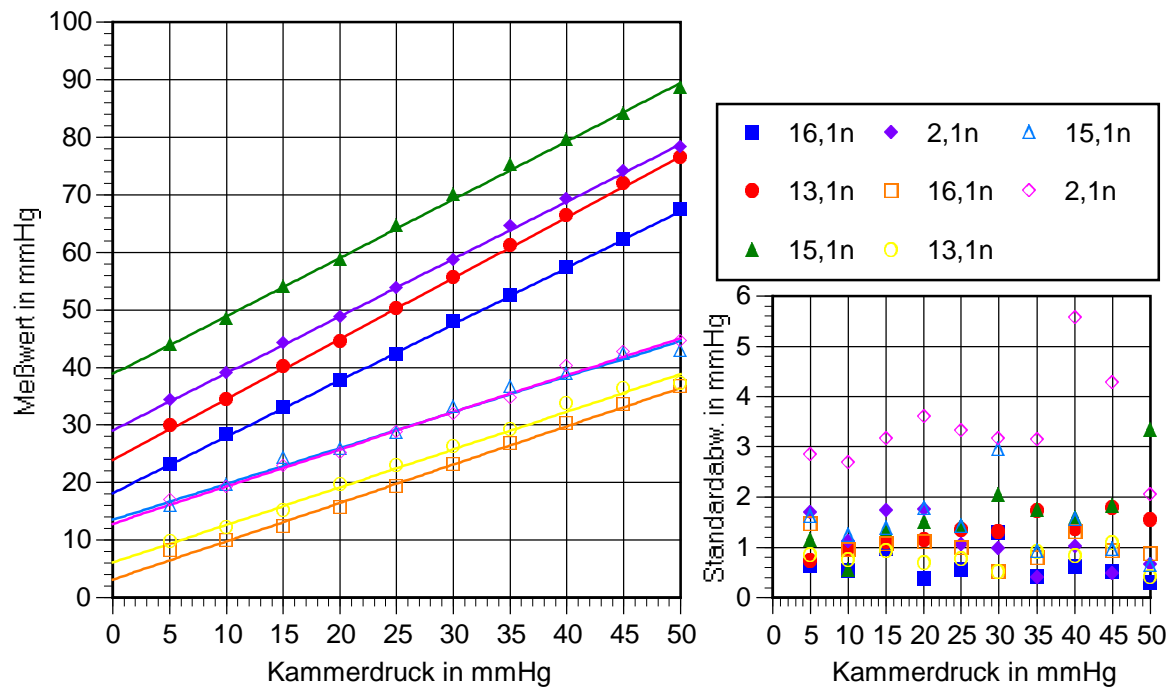


Abb.5.6.4: Gegenüberstellung der Gesamtmittelwerte der Meßwerte von Kalotten der Dicke 0,3mm (ausgefüllte Symbole - Ocuton, ausgesparte Symbole - NCT-CT20D)

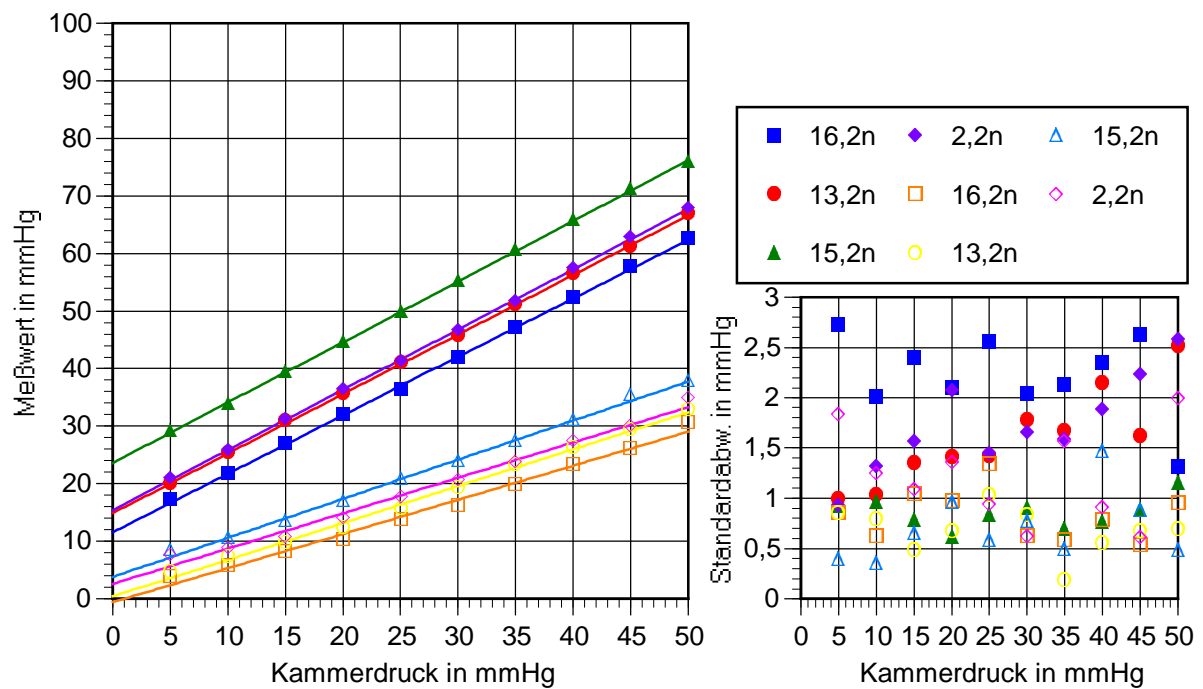


Abb.5.6.5: Gegenüberstellung der Gesamtmittelwerte der Meßwerte von Kalotten der Dicke 0,25mm (ausgefüllte Symbole - Ocuton, ausgesparte Symbole - NCT-CT20D)

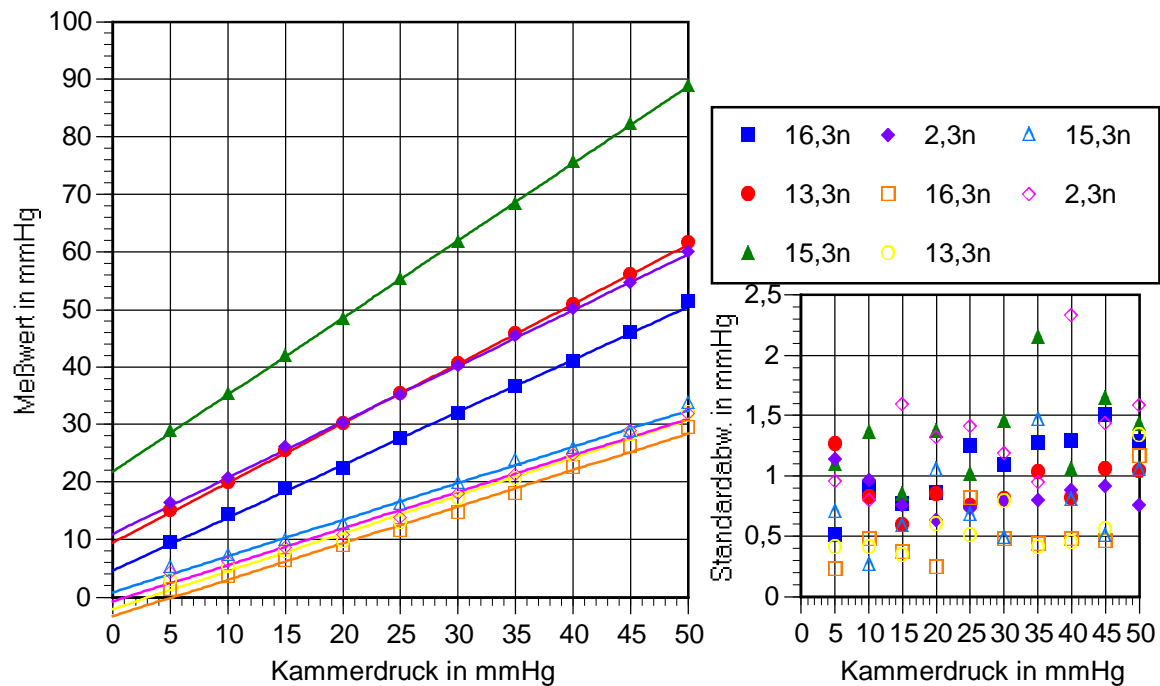


Abb.5.6.6: Gegenüberstellung der Gesamtmittelwerte der Meßwerte von Kalotten der Dicke 0,2mm (ausgefüllte Symbole - Ocuton, ausgesparte Symbole - NCT-CT20D)

5.7. Einfluß der Alterung des Materials der Kalotten, Einfluß des Kammerdruckes auf die Kalottenkrümmung

Die zur Herstellung von Kalotten für das Augenphantom verwendeten Materialien wurden grundsätzlich vom Hersteller mit dem Prädikat „alterungsbeständig“ versehen. Dieses ist jedoch in Bezug auf den ursprünglich vorgesehenen Einsatzzweck zu verstehen, sodaß stichprobenartig Untersuchungen zur Alterung der Materialien vorgenommen wurden.

In einem ersten Schritt wurden dazu von Material 2, 13 und 15 Kalotten in den 3 verwendeten Dicken zur tonometrischen Untersuchung hergestellt. Material 16 wurde aus Kostengründen aufgrund des Materialverbrauchs nicht in Kalottenform untersucht. Desweiteren erfolgte die Anfertigung von Materialplatten mit einer Dicke von 0,75mm zur Schermodulbestimmung. Hinsichtlich der Materialalterung in der Praxis war von zwei Grenzfällen auszugehen: Die Kalotten verbleiben unter Flüssigkeitskontakt im Augenmodell bzw. die Kalotten werden trocken aufbewahrt. Um den tendenziellen Einfluß beider Fälle auf das Materialverhalten zu ermitteln, wurden diese Bedingungen nachgestellt, wobei Temperatur und Zeitdauer individuell festgelegt wurden. Die Kalotten und Materialproben wurden beständig bei 20°C unter Wasser gelagert. Dies führte jedoch innerhalb weniger Tage zu einer matten Oberfläche der anzutastenden Kalotten, womit Messungen mit dem Ocuton, NCT-CT20 und evtl. späterem LIT von vornherein unmöglich wurden. Die Materialproben zur Schermodulbestimmung wurden nach 35 Tagen entnommen. In einem zweiten Schritt wurden wiederum Prüflinge für Schermodulmessungen und Kalotten für tonometrische Messungen anfertigt und für die Zeit von 21 Tagen bei 33°C im Trockenschrank gelagert. Danach erfolgte die Entnahme, wonach die Kalotten unmittelbar vermessen wurden.

Tonometrische Messungen an gealterten Kalotten

Die nachfolgenden Abbildungen stellen die Meßergebnisse für die im Trockenschrank gealterten Kalotten dar. Gemessen wurde je Material und Dicke die selbe Kalotte (in diesem Fall Kalotte Nummer 2, also „n2“, einer Kleinserie) vor und nach der Alterung, zuerst mit NCT CT20D (Abb.5.7.1), danach am Ocuton A (Abb. 5.7.2), mit je 10 Meßwerten je Druckwert. Der Meßwert der gealterten Proben ist mit „*“ gekennzeichnet.

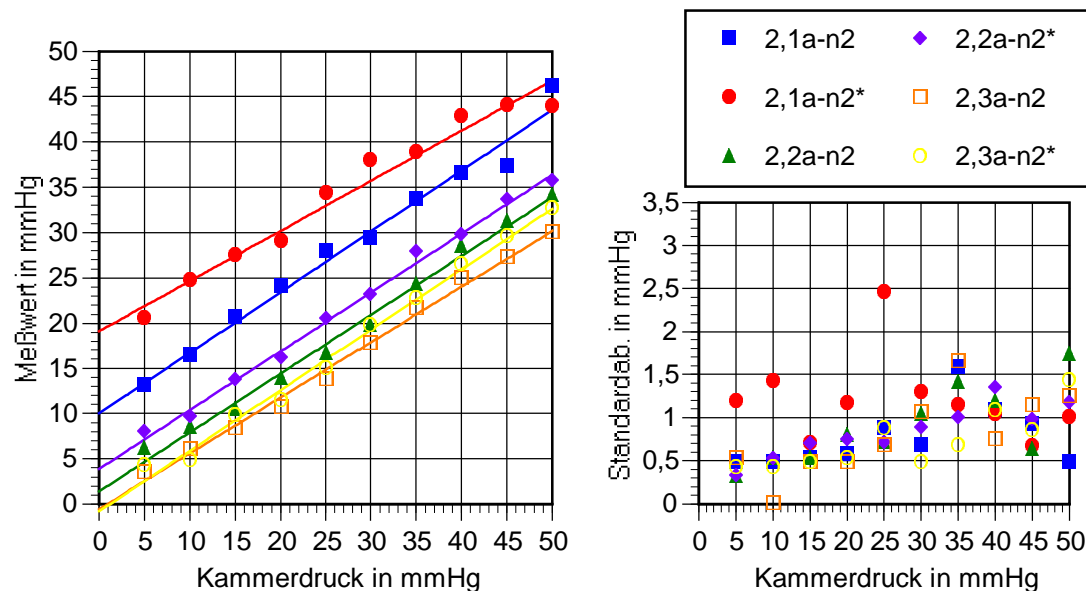


Abb.5.7.1a: Kammerdruck und Meßwert von Einzelkalotten aus Material 2 vor und nach (*) Alterung sowie Standardabweichung der Meßwerte, aufgenommen mit dem CT20D

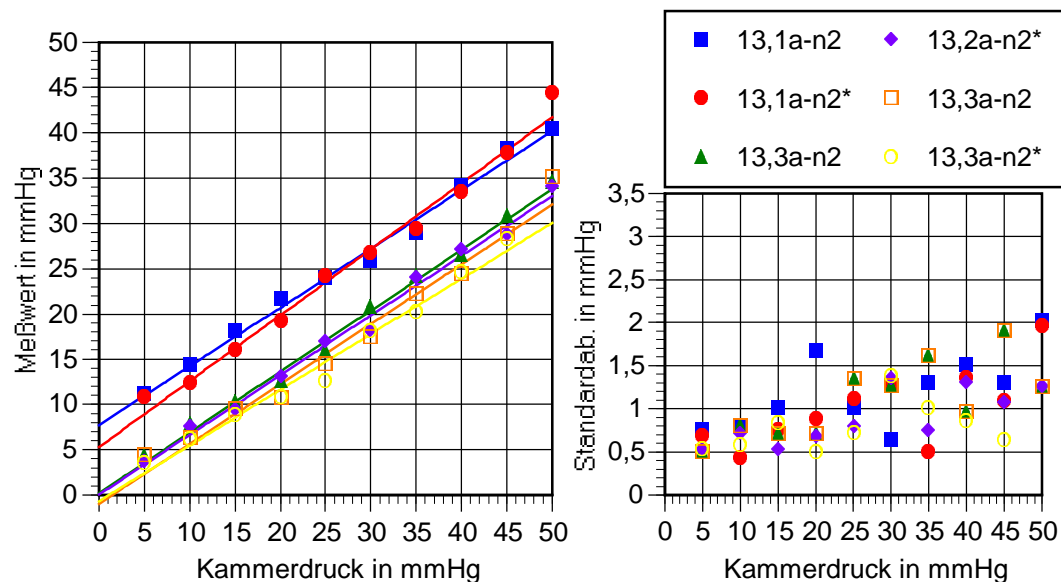


Abb.5.7.1b: Kammerdruck und Meßwert von Einzelkalotten aus Material 13 vor und nach (*) Alterung sowie Standardabweichung der Meßwerte, aufgenommen mit dem CT20D

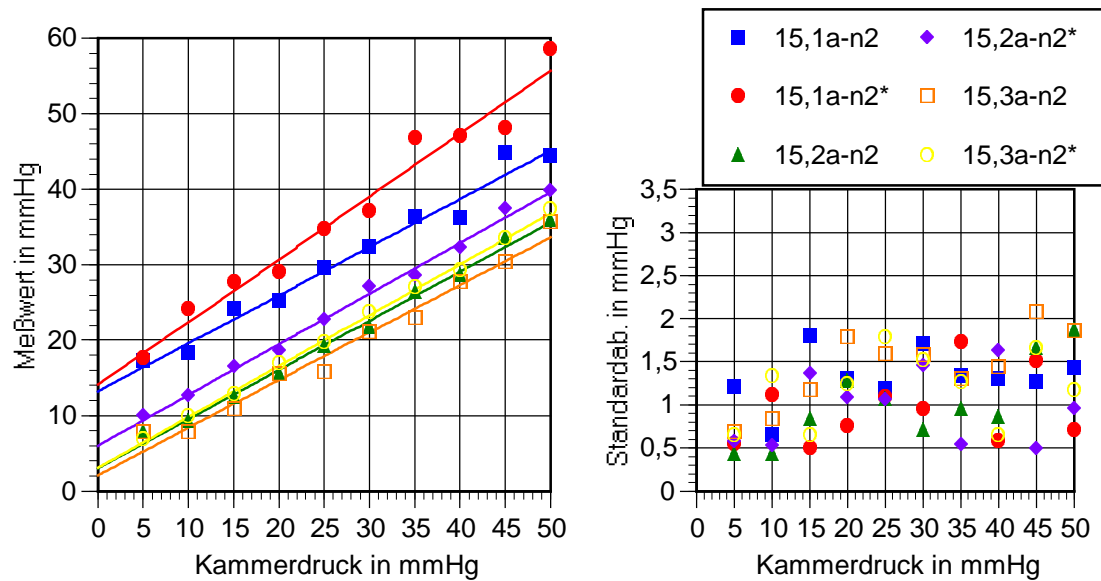


Abb.5.7.1c: Kammerdruck und Meßwert von Einzelkalotten aus Material 15 vor und nach (*) Alterung sowie Standardabweichung der Meßwerte, aufgenommen mit dem CT20D

Kalotte	Anstieg		Offset	
	normal	gealtert (*)	normal	gealtert (*)
2,1a-n2	0,67	0,55	10,03	19,14
2,2a-n2	0,65	0,65	1,42	3,89
2,3a-n2	0,61	0,67	-0,53	-0,78
13,1a-n2	0,65	0,73	7,73	5,3
13,2a-n2	0,67	0,66	0,21	0,05
13,3a-n2	0,66	0,61	-0,97	-0,66
15,1a-n2	0,64	0,83	13,2	14,1
15,2a-n2	0,65	0,67	2,99	6,01
15,3a-n2	0,63	0,67	2,08	3,07

Tab.5.7.1 Anstieg u. Offset der Mittelwertkurven vor und nach Alterung der Kalotte im Trockenschrank (CT20D)

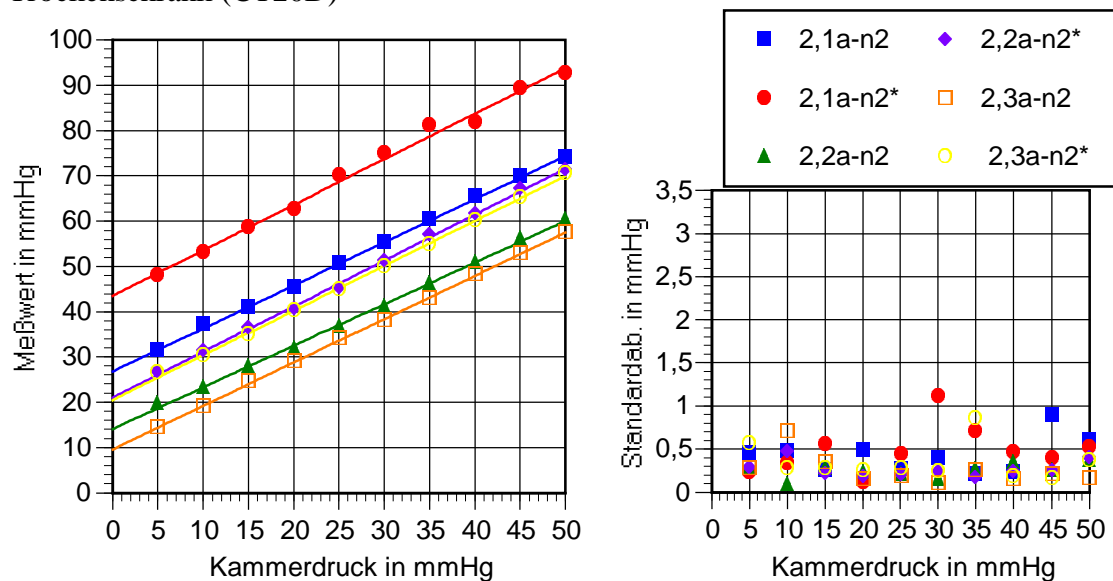


Abb.5.7.2a: Kammerdruck und Meßwert von Einzelkalotten aus Material 2 vor und nach (*) Alterung sowie Standardabweichung der Meßwerte, aufgenommen mit dem Ocuton A

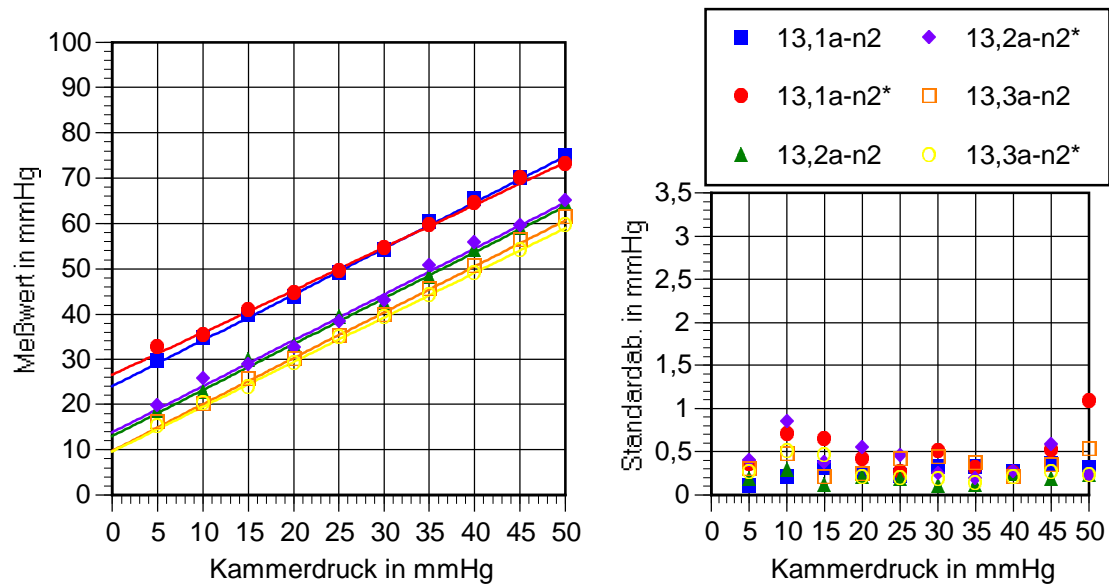


Abb.5.7.2b: Kammerdruck und Meßwert von Einzelkalotten aus Material 13 vor und nach (*) Alterung sowie Standardabweichung der Meßwerte, aufgenommen mit dem Ocuton A

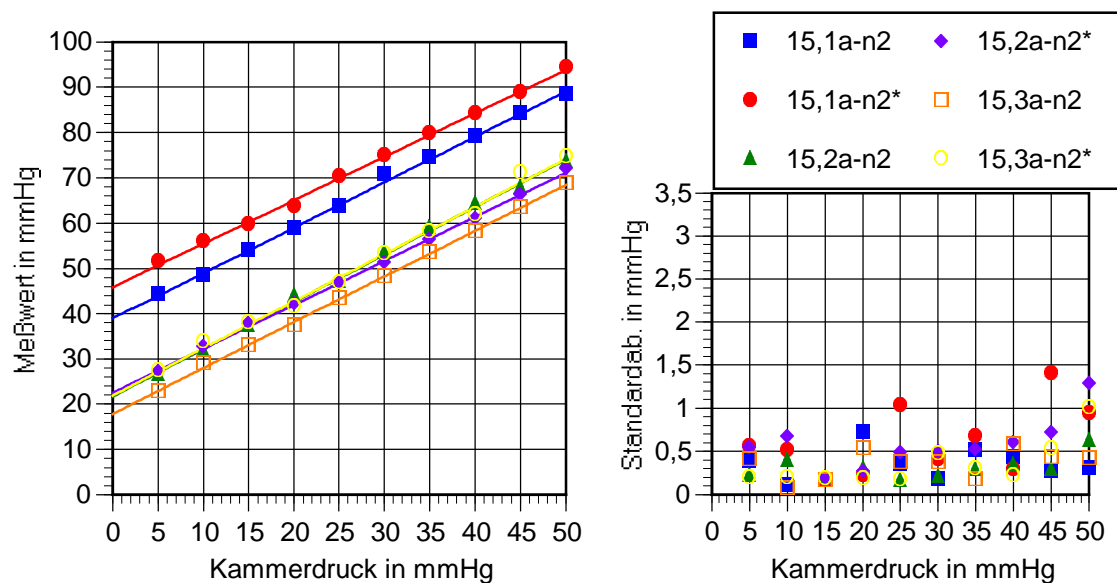


Abb.5.7.2c: Kammerdruck und Meßwert von Einzelkalotten aus Material 15 vor und nach (*) Alterung sowie Standardabweichung der Meßwerte, aufgenommen mit dem Ocuton A

	Anstieg		Offset	
Kalotte	normal	gealtert (*)	normal	gealtert (*)
2,1a-n2	0,95	1,0	16,77	43,55
2,2a-n2	0,92	1,01	14,04	20,93
2,3a-n2	0,96	0,99	9,57	20,46
13,1a-n2	1,02	0,94	24,02	26,5
13,2a-n2	1,02	1,02	13,02	13,8
13,3a-n2	1,02	0,99	9,82	9,59
15,1a-n2	1,0	0,96	38,94	45,92
15,2a-n2	1,05	0,97	21,67	22,49
15,3a-n2	1,01	1,05	17,79	21,87

Tab.5.7.2: Anstieg u. Offset der Mittelwertkurven vor und nach Alterung der Kalotte im Trockenschrank (Ocuton A)

Schermodul-Bestimmung

Zusätzlich zu den tonometrischen Messungen von im Trockenschrank gealterten Kalotten erfolgte die Aufnahme von Schermodulspektren, ergänzt mit dem Spektrum für die unter Wasser gelagerten Materialien (Abb.5.7.3).

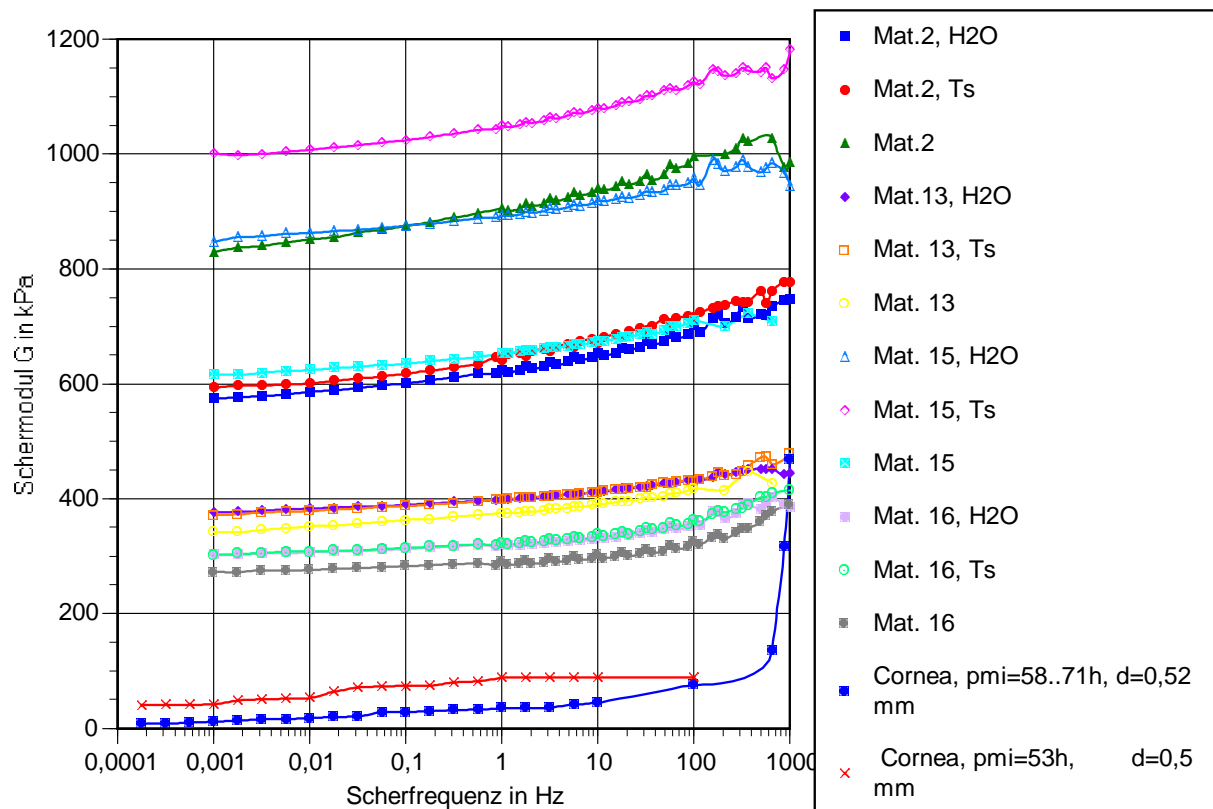


Abb.5.7.3: Schermodule der ungealterten, im Trockenschrank („Ts.“) sowie unter Wasser („H2O“) gealterten Materialien im Vergleich zum Schermodul der menschlichen Kornea

Unabhängig von der Art der Messung (NCT oder Kontakttonometer) zeigt sich bei den Materialien 2 und 15 nach der Alterung im Trockenschrank eine Verschiebung der gemessenen

Werte zu höheren Druckwerten. Während der Anstieg weitgehend unveränderlich ist, steigt der Offset der Kurven mit der Alterung deutlich an (Ausnahme 2,3a-n2 am NCT), was auf eine Zunahme der Materialsteife deutet. Im Schermoduldiagramm zeigen sich beide Materialien jedoch im Scherverhalten gegenläufig - der Schermodul des Materials 2 nimmt sowohl nach Lagerung unter Wasser als auch unter trockener Atmosphäre rapide ab (um bis zu 200kPa), der von Material 15 (um mehr als 400kPa) zu. Am Tonometer zeigen Kalotten beiderlei Materials steiferes Verhalten. Dies ist u.U. mit dem an Kalotten der Dicke 0,15mm beobachteten Phänomen vergleichbar. Das in seinem Verhalten bzgl. der Schermodulmessung allerdings kaum gealterte Material 13 zeigt auch bei der Messung an den Tonometern kaum Verschiebungen. Material 16 wurde tonometrisch nicht gemessen, jedoch erwies sich sein Schermodul, gemessen nach Alterung, als identisch mit den Werten vor der Alterung und somit als nicht wesentlich einem Alterungseinfluß unterliegend, sodaß dasselbe tonometrische Verhalten wie für Material 13 angenommen werden kann.

Messung des Krümmungsradius

Ergänzende Messungen zur Oberflächenkrümmung erfolgten stichprobenartig an einem Keratometer (Canon RK2). Ein Silikon-Vollabguß der Glasmatrix der Fertigungsvorrichtung der Kalotten ergab im optischen Zentralbereich in 90° zueinander versetzten Meßachsen einen maximalen Krümmungsradius von 8,37mm und einen minimalen von 8,13mm (Mittelwert 8,25mm), was folglich auf einen elliptischen Schliff hin. Meßobjekt bildeten die Kalotten der Tonometermessungen in Kap.5.5.2, von denen einzelne ausgewählt wurden, sodaß für jedes Material und jede Dicke ein Meßobjekt zur Verfügung stand. Für jeden Kammerdruckwert wurden die Krümmung gemessen und der Mittelwert dargestellt. Für Material 13 (Farbe: lachsrosa) konnten mit dem Meßgerät wegen der Infrarotabtastung keine Meßwerte aufgenommen werden. Der Radiuswert für den Kammerdruckwert von 0mmHg steht für eine nicht durch den Kammerdruck, sondern allein durch die Kräfte der Einspannung am Träger provozierte Oberflächenverformung.

Da der Krümmungsradius beim Druckwert von 0mmHg zwischen den Kalotten variiert, wird ersichtlich, daß trotz Modifizierung der Kalottenrandgestaltung und der Aufnahme an der Trägerkammer noch immer eine einspannungsbedingte Verformung auftritt, die beim schernachgiebigsten Material 16 am stärksten ist. Deutlich erkennbar wurde an den vermessenen Kalotten auch eine Erscheinung, die bereits bei sehr dünnen Kalotten besonders bei Messungen am NCT beobachtet werden konnte: das visuell wahrnehmbare Aufblähen der Kalotte mit steigendem Druck. Die Krümmungsradiusänderung wird erwartungsgemäß umso stärker, je geringer die Kalottendicke bzw. -wandstärke ist. Material 16 mit dem niedrigsten Schermodul erfährt die stärkste absolute (in Bezug auf die übrigen Materialien) als auch relative (in Abhängigkeit von der Dicke) druckbedingte Krümmungsradiusänderung, für Material 15 ist die relative Krümmungsänderung nur gering. Die Werte für Material 2 liegen trotz des insgesamt höchsten Schermoduls knapp unter denen des Material 15.

Versuche zur Interpretation sind schwierig. Im Gegensatz zur Kornea treten bei den Kunststoffkalotten druckbedingte Änderungen des Krümmungsradius auf, die nicht allein durch Scher-, sondern auch durch Dehnungsprozesse verursacht werden. Die Größe der Krümmungsänderung hängt nicht nur vom Schermodul ab, wie der Vergleich von Material 2 und 15 zeigt. Dies deutet darauf hin, daß der Schermodul allein zur Beschreibung des mechanischen Verhaltens des Phantoms bei tonometrischen Messungen nicht ausreicht, solange zwischen E- und G-Modul keine materialunabhängige Beziehung vorliegt.

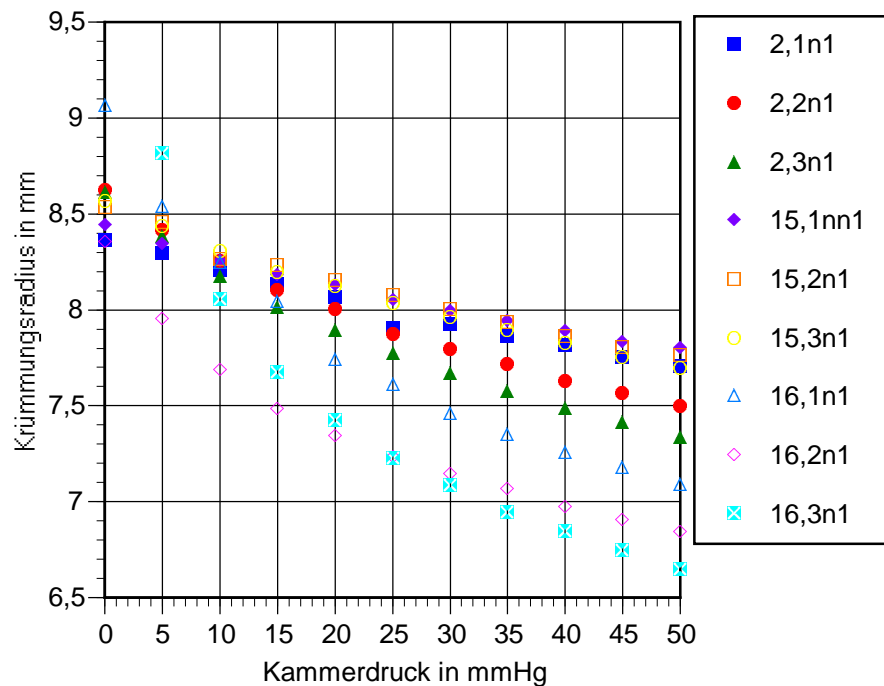


Abb.5.7.4: Änderung des Krümmungsradius der Kalotten mit dem Kammerdruck

Dies ist nur eine Vermutung - mit Blick auf die konkret verwendeten Materialien, speziell 2 und 15, scheint dies aber der Fall zu sein. Ein ähnliches Phänomen wie bei der Krümmungsänderung war bei diesen beiden Materialien bereits bei den tonometrischen Messungen (vergl. Kap.5.5.2) zu beobachten, wobei offen bleibt, ob hier der Krümmungsradius als geometrische Größe (Formänderung) oder vielmehr ein mechanischer Kunststoffparameter, der Elastizitätsmodul (verändert durch die Dehnung), von Einfluß auf das mechanische Verhalten der Kalotten ist.

5.8. Zusammenfassung und Schlußfolgerungen

Ausgehend von der Notwendigkeit, daß für die Laborerprobung eines neuen Verfahrens der Tonometrie ein nichtbiologisches Meßobjekt zur Verfügung stehen muß, das in seinen Parametern definiert einstellbar ist, wurde ein Augenphantom entwickelt. Es basiert auf einem Träger mit einer austauschbaren Kalotte aus additionsvernetzenden Silikonen. Die Membrandicke ist dabei über den Herstellungsprozeß beeinflussbar, der Trägerinnendruck wird durch eine angeschlossene Wassersäule eingestellt. Der Krümmungsradius der Oberflächen der Kalotten betrug anstelle der angestrebten 7,8mm (Mittelwert der menschlichen Kornea) im Mittel zwangsläufig 8,25mm, wobei zusätzlich ein leichter Astigmatismus auftrat, da kein Hersteller in der Lage war, mit vertretbarem Aufwand das für den Herstellungsprozeß der Kalotten notwendige Gegenlager in der geforderten Geometrie exakt zu schleifen.

Das Augenphantom wurde erfolgreich am Non-Contact-Tonometer CT20D und am Kontakttonometer Ocuton A erprobt. Parameter der Untersuchungen waren der Schermodul des Kalottenmaterials und die Kalottendicke, gemessen wurde der Druckwert in Abhängigkeit vom Kammerdruck des Phantoms. Die Beziehung zwischen Meßwert und Kammerdruck war durch lineare Regression anpaßbar. Anstieg und Offset der Regressionsgeraden fielen bei konstanter Kalottendicke und identischem Material am CT20D geringer aus als am Ocuton. Während das CT20 einen Luftimpuls im ms-Bereich appliziert und die Zeit bis zum Erreichen einer Oberflächenabflachung gemessen wird, beruht das Ocuton auf der Messung der Kraft, die

erforderlich ist, eine definierte Fläche zu applanieren, also einer Gleichgewichtseinstellung. Mangels geeigneter Benetzung der Kalottenoberflächen konnte eine Untersuchung mit dem GAT oder DHAT nicht durchgeführt werden.

Als entscheidender Parameter für die Charakterisierung des mechanischen Verhaltens der Kalotten wurde der Schermodul angesehen. Für das Material mit dem niedrigsten Schermodul liegen die mit den jeweiligen Tonometern aufgenommenen Kammerdruck-Meßwert-Beziehungen auch tatsächlich unter den Werten von Kalotten gleicher Dicke und schersteiferer Materialien (Abb.5.6.4-5.6.6). Die Geraden der Druck-Meßwert-Beziehungen staffeln sich erwartungsgemäß nach der Kalottendicke. Diese Staffelung hängt jedoch nicht nur vom Schermodul ab.

Das Augenphantom hat sich als praktikabel erwiesen, solange sich die Kalottendicke zwischen 0,2 und 0,3mm Dicke bewegt; dünnere Kalotten führen zu Anomalien (aufgrund von Dehnungsprozessen), dickere zu hohen, nicht mehr relevanten Meßwerten. Es zeigte sich, daß der Anstieg der Regressionsgeraden überwiegend vom Meßprinzip des verwendeten Tonometers abhängt, wohingegen der Offset sowohl vom Meßprinzip als auch von Kalottendicke und Materialspezifika beeinflusst wird. Das Augenphantom erfordert somit eine konkrete Anpassung an das jeweilig verwendete Meßverfahren; ein verfahrensunabhängiges mechanisches Verhalten im Sinne eines Universalphantoms ist nicht erreichbar.

Beobachtet werden konnte zudem, daß sich der Krümmungsradius der Kalotten mit zunehmendem Kammerdruck ändert. Die Kalotten neigen zur Dehnung, was bei der Kornea des Menschen nicht der Fall ist. Die Amplitude der Krümmungsradiusänderung hängt nicht mehr strenggenommen vom Schermodul alleine ab, das gleiche muß für das tonometrische Verhalten der Kalotten mit Blick auf die Messungen von Material 2 und 15 geschlußfolgert werden. Demnach reicht der Schermodul alleine zur mechanischen Beschreibung des Phantoms bei unterschiedlichen Kalottenmaterialien nicht aus. Beschränkt man sich aber auf ein einziges Material, erübrigt sich dieser Sachverhalt.

Aus gezielten Alterungsversuchen der Kalotten durch Lagerung im Trockenschrank bei 33°C (21 Tage) und Lagerung unter Wasser bei 21°C (35 Tage) war eine Veränderung des mechanischen Verhaltens zu beobachten: der Offset der Regressionsgeraden der Kalotten für Material 2 und Material 15 steigt bei gleichbleibendem Anstieg. Dies weist auf ein steiferes, gegen Verformung widerständigeres, Verhalten hin. Interessanterweise nimmt jedoch nur der Schermodul für Material 15 zu, der für Material 2 hingegen ab. Für Material 13 und Material 16 konnte keine Schermoduländerung verzeichnet werden. Auch die Meßwerte (zumindest für Material 13) wiesen keine Differenz zur ungealterten Kalotte auf. Material 16 wurde aus Kostengründen nicht am Tonometer untersucht, jedoch ist hier aufgrund des unveränderten Schermoduls der gleiche Schluß annehmbar.

Die Eignung des Augenphantoms in der vorliegenden Form wurde für tonometrische Messungen (Produktionskontrolle, Gerätetest) damit grundsätzlich nachgewiesen. Um die kammerdruckabhängigen Meßwerte im diagnostisch relevanten Bereich zu halten, sollte ein möglichst „weiches“ Kalottenmaterial in der Dicke 0,2-0,3mm Anwendung finden, das zudem alterungsbeständig sein sollte. Im konkreten Anwendungsfall bedeutet dies die Anwendung der Materialien 13 bzw. 16. Erforderlich ist eine gerätetypspezifische Kalibration. Aus diesem Grund ist damit zu rechnen, daß die aus dem geplanten Einsatz am interferometrischen Tonometeraufbau gewonnenen Meßwerte nicht in allen Einzelheiten unkritisch auf das lebende Auge übertragbar sind.

6. Messungen mit dem tonometrischen Versuchsaufbau

6.1. Messungen mit Ultraschall-Strahlungsdruckapplikator

6.1.1. Versuchsaufbau und Messungen

Ausgehend von den Betrachtungen und Untersuchungen der Kapitel 3.3.2. und 4.2.1. wurde ein Meßplatz mit einem Ultraschalltransducer zur Verformung der Meßoberflächen mittels Schallstrahlungsdrucks aufgebaut und am Augenphantom erprobt. Zum Einsatz gelangte ein Kolbenschwinger in Verbindung mit einem fokussierenden „Schallspiegel“, der Strahlungsdruck wurde also indirekt appliziert (Abb.4.2.3). Der Umfang der Messungen wurde im Sinne eines Funktionsnachweises stark reduziert. Die Daten des Ultraschallimpulses und des Aufbaus wurden in Kapitel 4.2.1. zusammengestellt.

Zum Einsatz gelangten Kalotten des Materials 16 (niedrigster Schermodul der verwendeten Materialien). Gemessen wurden jeweils 2 Kalotten der Dicken 0,3mm, 0,25mm und 0,2 mm. Der Kammerdruck wurde über eine Wassersäule beginnend bei 5mmHg in Stufen zu 5mmHg bis 50mmHg eingestellt. Je Druckstufe erfolgte die Durchführung von 3 Messungen. Aus den zeitlichen Verläufen der Oberflächenverformung wurden durch die Auswertesoftware der Anstieg durch Ermittlung von Anfangs- und Endwert der Verformung sowie die Frequenz der Ausschwingung durch Mittelung der ersten 10 Maxima nach der abfallenden Flanke bestimmt. Aus den je 3 Werten für Anstieg und Frequenz wurde der Mittelwert gebildet.

Ein typischer Schwingvorgang sieht dabei folgendermaßen aus.

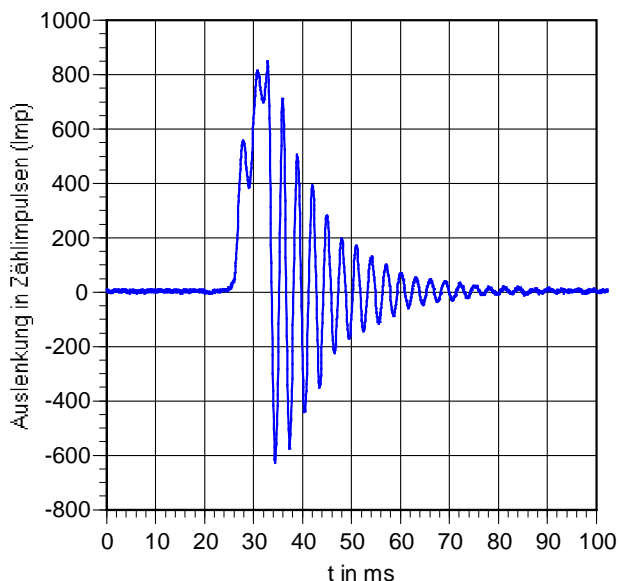


Abb.6.1.1: Typischer Verformungsvorgang einer Kalottenoberfläche bei Ultraschallimpulseinwirkung (Kalotte 16,3n1, Dicke 0,2mm, Kammerdruck 5mmHg, ein Impuls entspricht einer Länge von 1,236nm)

Die maximale Amplitude der Verformung der dünnsten Kalotte bei niedrigstem Druckwert liegt bei etwa $1\mu\text{m}$ und fällt damit sehr niedrig, aber immerhin um den Faktor 10 größer aus als bei Anwendung eines Transducers mit direkter Fokussierung.

6.1.2. Meßergebnisse

Aus den durchgeführten Messungen ergaben sich die folgenden Darstellungen des Zusammenhang zwischen Kammerdruck und Anstieg bzw. zwischen Kammerdruck und Schwingfrequenz. Die Meßwerte für je 2 Kalotten einer Dicke wurden gemeinsam in einem Diagramm dargestellt. Auf die Angabe der Standardabweichung wurde bei je 3 Meßwerten jedoch verzichtet.

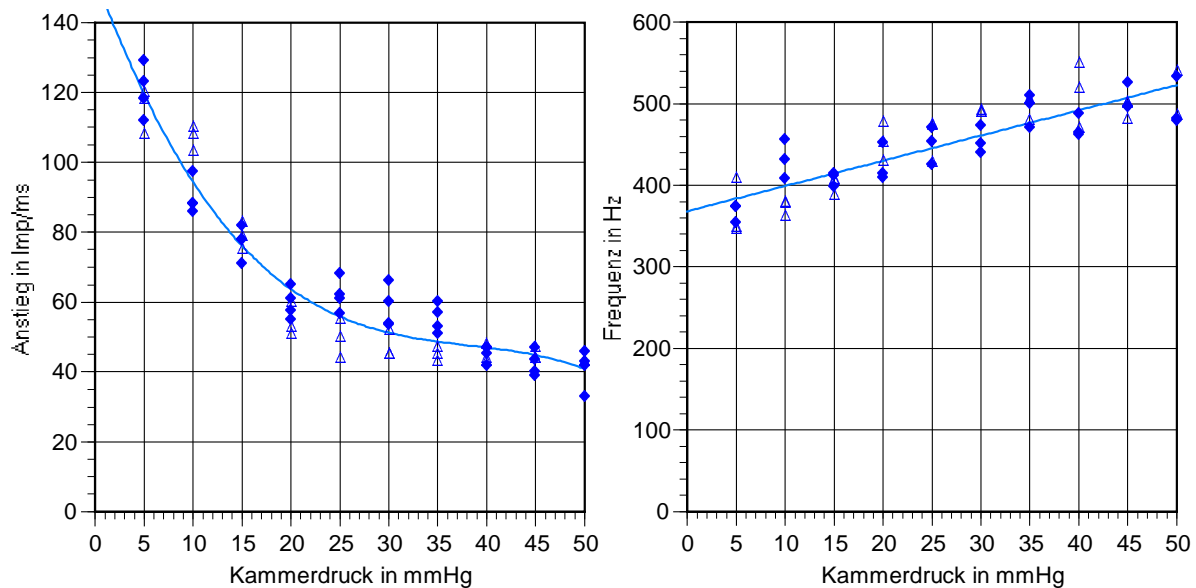


Abb.6.1.2: Darstellung des Mittelwertverlaufs von Anstieg und Frequenz für 2 Kalotten der Dicke 0,2mm

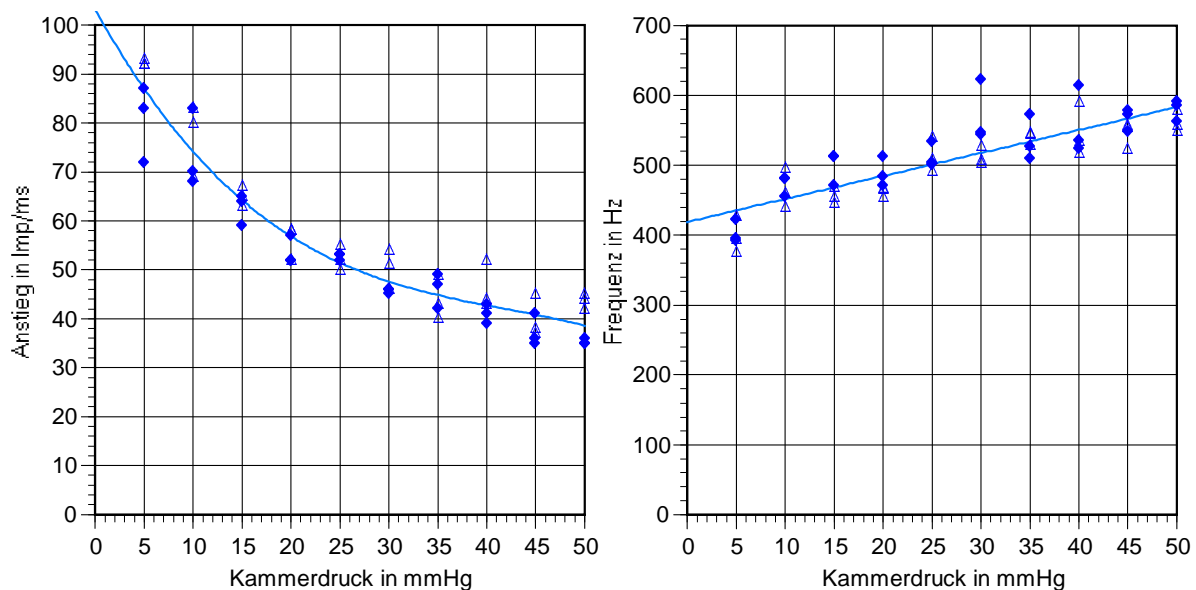


Abb.6.1.3: Darstellung des Mittelwertverlaufs von Anstieg und Frequenz für 2 Kalotten der Dicke 0,25mm

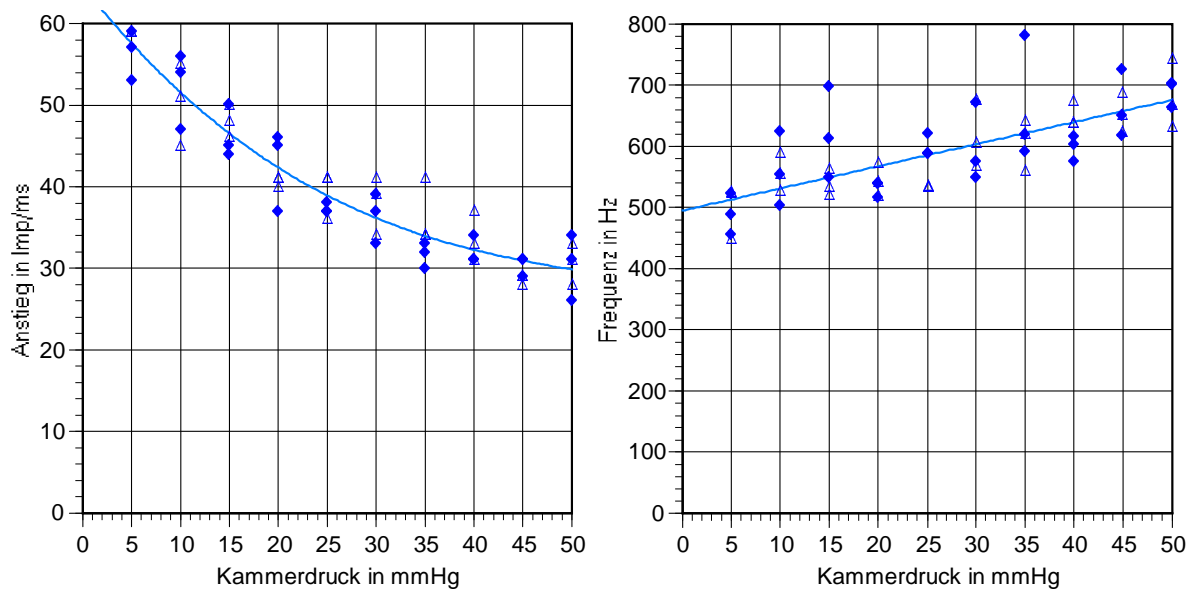


Abb.6.1.4: Darstellung des Mittelwertverlaufs von Anstieg und Frequenz für 2 Kalotten der Dicke 0,3mm

Anstieg und Frequenz mit der Dicke als Parameter in je einem Diagramm aufgetragen, führt zu den folgenden Abbildungen. Der Anstiegsverlauf als Funktion des Druckes wurde als Polynom dritter Ordnung, der Verlauf der Frequenz linear interpoliert.

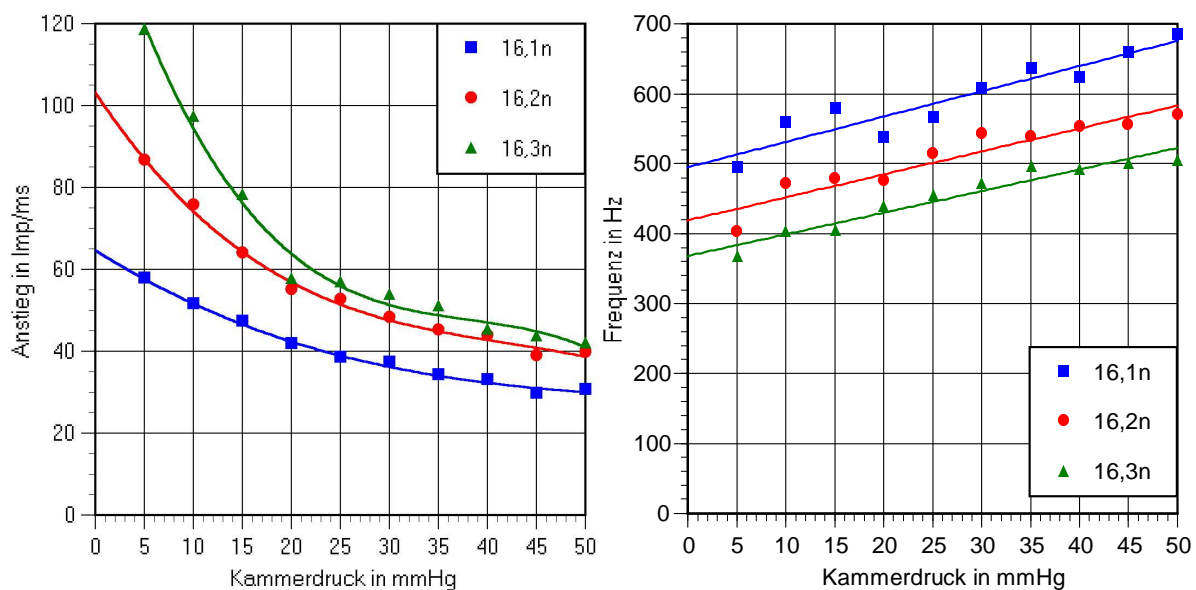


Abb.6.1.5: Darstellung der Verläufe von Anstieg und Frequenz (Mittelwerte aus 2 Kalotten) mit steigendem Druckwert, Parameter ist die Kalottendicke (1n=0,3mm; 2n=0,25mm; 3n=0,2mm)

Wie aus Abb.6.1.5 ersichtlich, fällt der Anstieg der Verformung mit zunehmendem Druck und zunehmender Kalottendicke nichtlinear; die Ausschwingfrequenz steigt mit zunehmendem Druck und zunehmender Kalottendicke. Zunächst soll der Verlauf der Anstiegs-Kammerdruck-Kurven („Anstiegsgleichungen“) betrachtet werden.

Von Interesse ist allerdings nicht die Beschreibung von $A=f(IOP)$, sondern die Umkehrfunktion $IOP=f(A)$. Die allgemeine Abhängigkeit kann beschrieben werden mit der Funktion 3.Grades $IOP = a \cdot A^3 + b \cdot A^2 + c \cdot A + d$ (Gl.6.1.1).

Die Darstellung der Ausschwingfrequenz in Abhängigkeit vom Kammerdruck („Frequenzgleichungen“) erfolgte durch lineare Regression die Gleichungen in der allgemeinen Form $F = u \cdot IOP + v$ (Gl. 6.1.2) bzw. der Umkehrfunktion $IOP = f(F) = g \cdot F + h$ (Gl.6.1.3). Die mathematische Weiterbehandlung der Meßwertverläufe erfolgt in Kapitel 6.4.

6.1.3. Vorschläge zur Veränderung des Strahlungsdruckapplikator-Aufbaus

Verglichen mit den Erfahrungen aus den Versuchen mit der direkt fokussierenden Mehrfach-Wandler-Anordnung zeigte sich, daß durch die Verwendung eines reinen Ultraschall-Kolbenschwingers und mittels indirekter Fokussierung durch Verwendung eines konkav reflektierenden Schallspiegels um etwa den Faktor 10 höhere Verformungsamplituden bei unveränderten Parametern der elektronischen Steuereinheit erzielt werden können. Damit ist die Eignung von Ultraschall zur tonometrischen Verformung von Oberflächen (ähnlich der NCT, jedoch unter Vermeidung eines Fluidstrahls) prinzipiell nachgewiesen. Dies erfordert jedoch noch einmal eine weitere Erhöhung der Verformungsamplitude um den Faktor 50-100.

Der in den vorangegangenen Versuchen verwendete Transducer in Kolbenschwingergeometrie entstammte dabei einer Serie des IzfP von Sender-Empfänger-Paaren, die zur Durchstrahlung von Prüfkörpern, nicht jedoch vordergründig zur Schalldruckanwendung vorgesehen waren. Eine Optimierung hinsichtlich der Sendeleistung (Anpassungsschicht, abstrahlende Fläche, Resonanzfrequenz) war für die Versuche noch nicht erfolgt. Eine Erhöhung der in Luft abgestrahlten Leistung setzt somit die Entwicklung eines neuen Transducers, zugeschnitten auf den konkreten Anwendungsfall, voraus. Sieht man von einer weiteren Erhöhung der elektrischen Sendeleistung ab, so liegen „Leistungs“-Reserven in einer optimierten, mehrlagigen Koppelschicht, einer Flächenerhöhung und einer Erniedrigung der Sendefrequenz (Vermeidung des Betriebs der Endstufe oberhalb der Grenzfrequenz) auf etwa 100kHz statt 250kHz. Für einen solchen Umbau bestand jedoch aufgrund des Aufwandes und der begrenzten Laufzeit der Arbeiten keine Möglichkeit mehr.

Die Justage von Transducer, Spiegel, Meßoberfläche und Interferometer zueinander gestaltete sich sehr aufwendig und damit inakzeptabel für eine spätere Anwendung am Auge, sodaß perspektivisch nach einer kompakteren Lösung gesucht wurde. Als eine solche bietet sich die Kombination eines fest mit dem Schallspiegel kombinierten Ringtransducers an. Der Schall wird in Richtung des Spiegels (also zunächst vom Auge weg) gestrahlt und gelangt nach der Reflektion durch die zentrale Transducerbohrung fokussiert auf das Zielgebiet. Der Schallspiegel erhält zentral eine Bohrung zur Durchführung des Meßstrahls des Interferometers. Eine große, schallabstrahlende Transducerfläche ist in Analogie zum reinen Kolbenschwinger sicherzustellen. Dem sind konstruktiv allerdings Grenzen gesetzt. Die schallabstrahlende Fläche läßt sich vergrößern (und die der erforderlichen zentrale Durchgangsbohrung verkleinern, wenn der Transducer in Form einer Art Schulterscheibe mit geneigtem Rand ausgeführt wird. Die nicht näher untersuchten Möglichkeiten sind in Abb.6.1.6 skizziert.

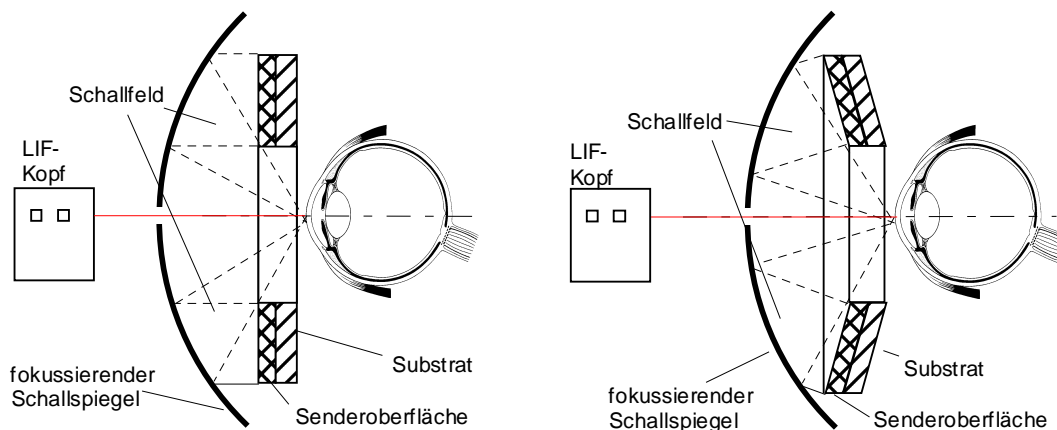


Abb.6.1.6: Skizze eines Aufbaus mit Ringtransducer (links) und mit Transducer in Form einer Schulterscheibe (rechts, jedoch nur leicht angeschrägt)

6.2. Messungen mit Luftimpuls-Staudruckapplikator

6.2.1. Versuchsaufbau und Messungen

Für erste Messungen mit dem tonometrischen Versuchsaufbau mit Luftimpulsapplikator zur Aufnahme der Verformungs-Zeit-Beziehungen gelangte eine Anordnung mit aufrecht stehendem Düsenkopf (Abb.4.2.4), abgesetztem Interferometer sowie digital schaltendem Pneumatikventil (Komponenten der Sigma GmbH) zum Einsatz. In Anlehnung an Kap. 4.2.2. wurden als Randbedingungen eine Meßstrahlleistung des Lasers von $100\mu\text{W}$, ein Kompressor-Kesseldruck von 3bar sowie eine Verzögerungszeit der Schwenkblende von 30ms (bzgl. der elektrischen Triggerung) eingestellt. Meßobjekte bildeten Kalotten der Materialien 2, 13, 15 und 16 in den Dicken 0,2mm, 0,25mm und 0,3mm, gehalten im entlüfteten Augenphantom. Der Abstand zwischen dem Pol der Kalottenoberfläche und dem Düsenkopf betrug 15mm. Der Kammerdruck wurde, beginnend bei 10mmHg, bis 50mmHg in einer Schrittweite von 10mmHg erhöht. Je Druckwert erfolgte die Aufnahme von 5 Meßwerten. Die Ermittlung von Anstieg und Ausschwingfrequenz erfolgte softwareunterstützt.

Die Ergebnisse dieser Messungen entsprachen nicht den Erwartungen. Viele Fehlmessungen wurden beobachtet. Ein typischer Verformungsvorgang ist in Abb.6.2.1 zu sehen. Auffällig sind der Sprung bereits zu Beginn der Verformung und die starken Schwingungen, die dem Anstieg überlagert sind. Diese bilden eine wesentliche Ursache für Fehlmessungen durch sporadisch auftretende Funktionsausfälle des Interferometers, hervorgerufen durch Oberflächenverkippen oder Überschreiten der maximal zulässigen Oberflächengeschwindigkeit durch überlagerte Schwingungen, besonders ausgeprägt bei niedrigen Druckwerten und geringen Kalottendicken. Kurzzeitige Funktionsausfälle führten dabei (interferometerbedingt) von der Software unbeachtet zu hohen Anstiegswerten; längerdauernde Ausfälle führten zum Ausfall des Auswertungsprogramms.

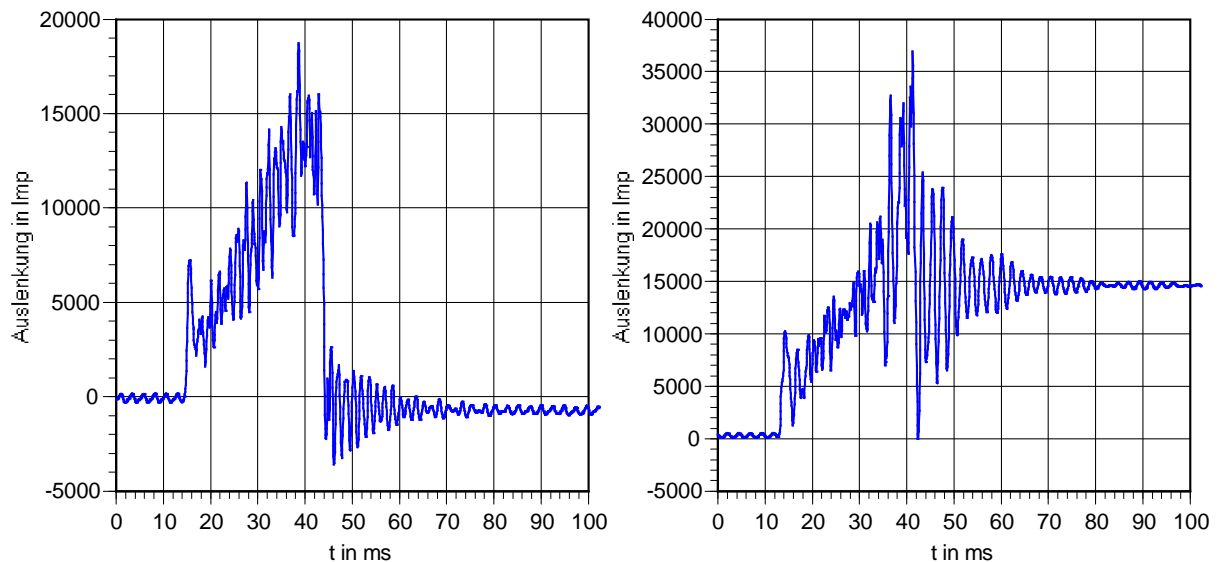


Abb.6.2.1: Typischer Verformungsvorgang als Beispiel links (Kalotte 15,1n3 bei 30mmHg Kammerdruck) und deutliche Fehlmessung rechts (Offset zur Nulllinie)

Dies war bei allen gemessenen Kalotten zu beobachten, sodaß versucht wurde, zumindest für je 1 Kalotte jeder Dicke und jedes Materials eine zusammenhängende Meßwertserie über den Druckbereich zu erhalten. Bei Kalotten geringerer Dicke erwies sich dies jedoch auch bei feinfühligster Justage des Meßaufbaus als unmöglich.

6.2.2. Darstellung der Meßergebnisse

Für die Darstellung der Meßergebnisse wurde aus jeweils 5 gültigen Werten für Anstieg und Frequenz je Druckwert der Mittelwert gebildet. Eine Regression gestaltete sich dementsprechend unsicher. Die Abbildungen 6.2.2 bis 6.2.5 zeigen den Verlauf von Anstieg und Kammerdruck, gemessen an Kalotten des Materials 16. Die Verläufe der Mittelwertkurven für weitere Materialien sind im Anhang dargelegt.

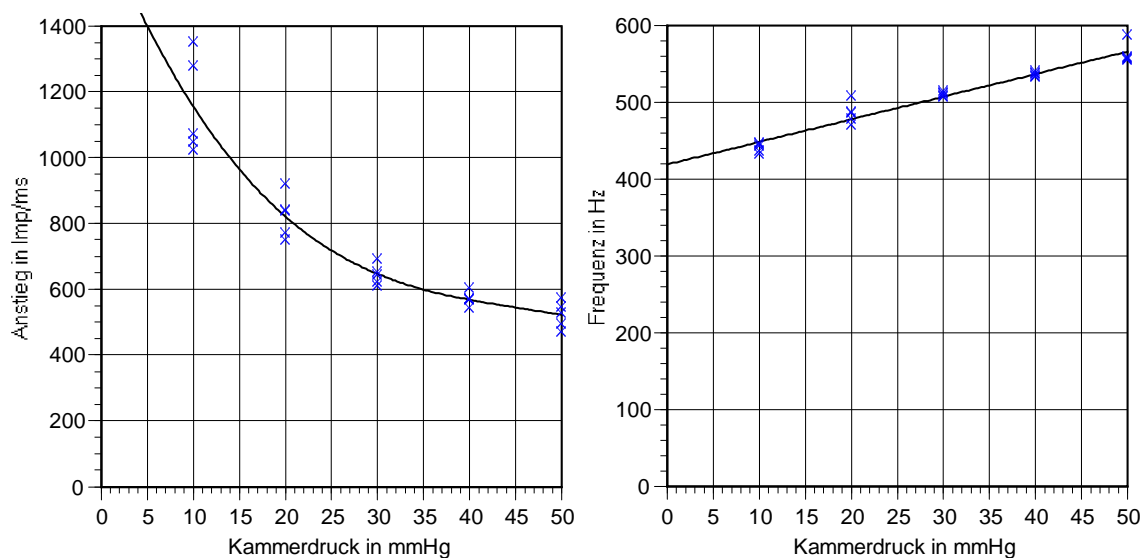


Abb.6.2.2: Verlauf von Anstieg und Mittelwert einer Kalotte des Materials 16 in Abhängigkeit vom Kammerdruck, Dicke 0,3mm (M16,1n5)

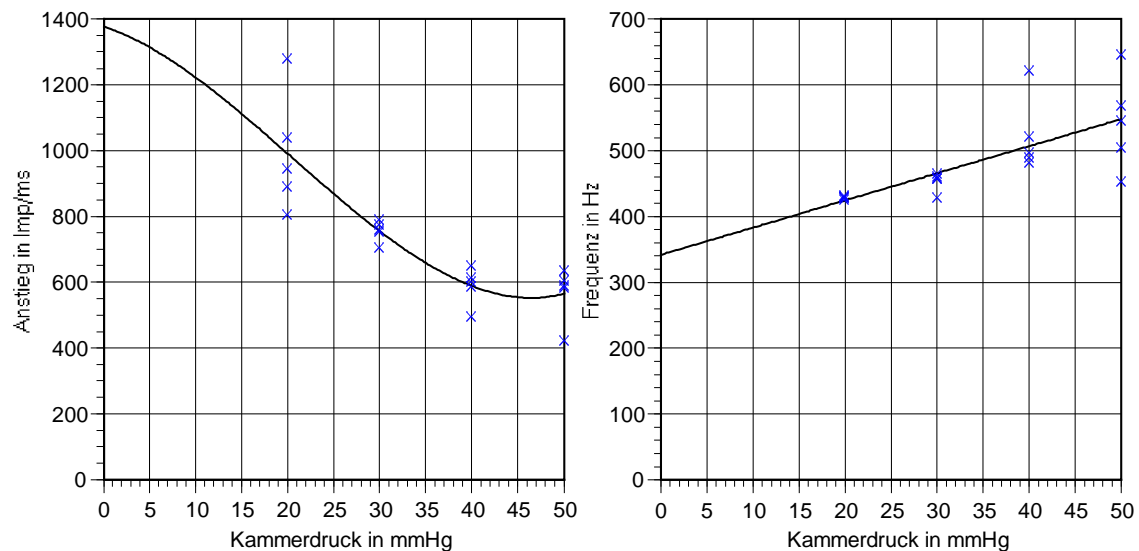


Abb.6.2.3: Verlauf von Anstieg und Mittelwert einer Kalotte des Materials 16 in Abhängigkeit vom Kammerdruck, Dicke 0,25mm (M16,2n2)

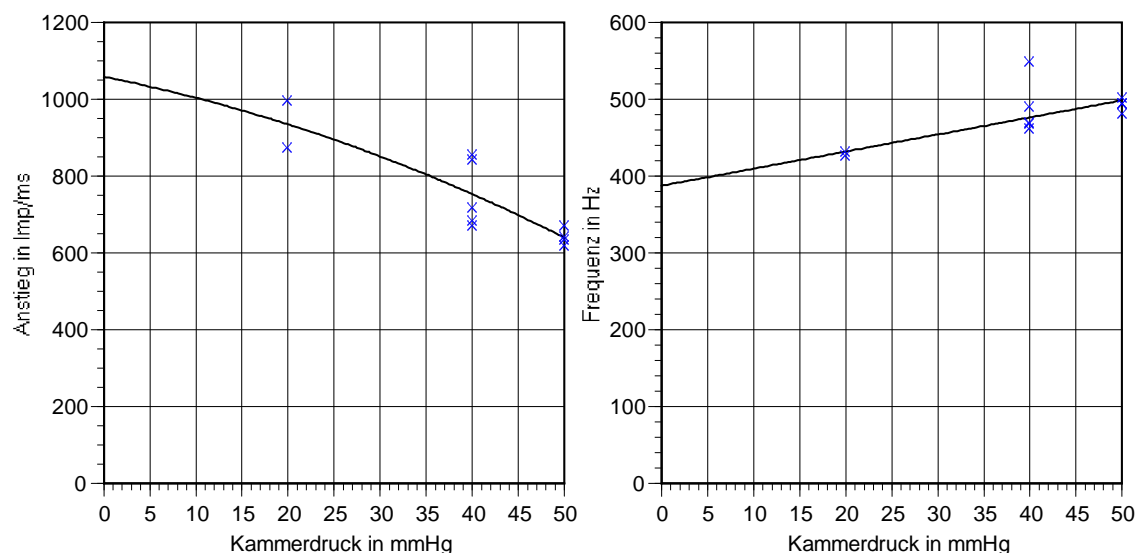


Abb.6.2.4: Verlauf von Anstieg und Mittelwert einer Kalotte des Materials 16 in Abhängigkeit vom Kammerdruck, Dicke 0,2mm (M16,3n2)

Abb.6.2.5 faßt die Ergebnisse zusammen. Ersichtlich ist, daß der Anstieg der Verformungskurve mit steigendem Kammerdruck nichtlinear zurückgeht, die Ausschwingfrequenz mit dem Druck aber ansteigt. Aufgrund der geringen Meßwertanzahl und der Beschränkung auf nur einzelne Kalotten der Chargen ermöglichen die Abbildungen keine Gesamtaussagen - eine klare Trennung der Verläufe nach der Membrandicke ist nicht möglich. Von einer weiterführenden mathematischen Behandlung der Meßwerte oder weiteren Messungen mit dem unmodifizierten Aufbau wurde zugunsten einer umfassenden Überarbeitung der Versuchsanordnung und neuer Meßserien verzichtet.

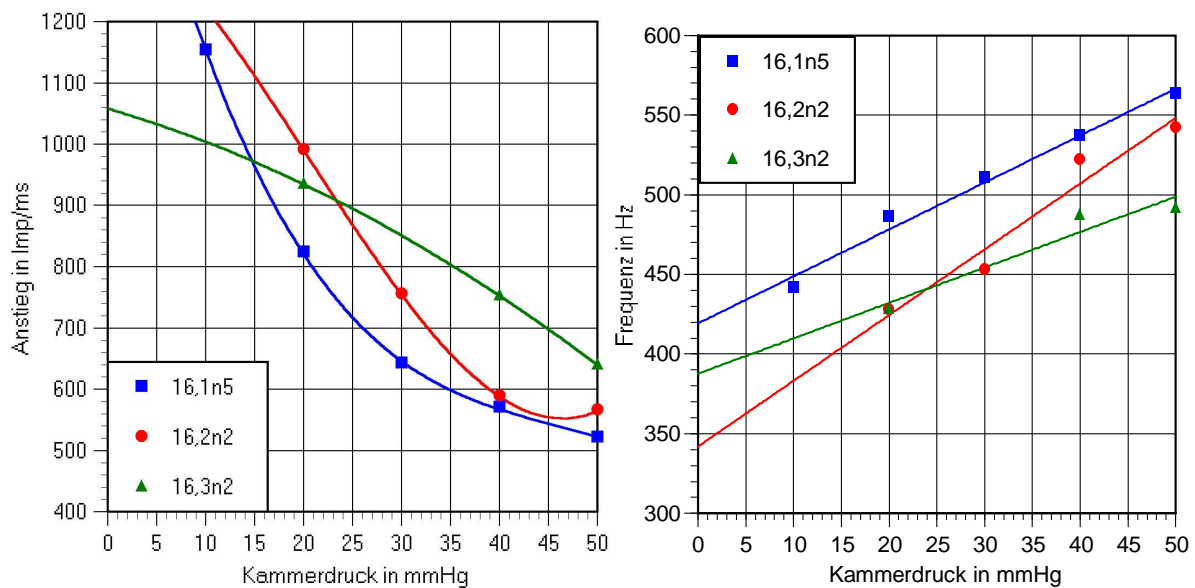


Abb.6.2.5: Gesamt-darstellung von Anstieg und Schwingfrequenz von Kalotten des Materials 16 über dem Kammerdruck, Parameter ist die Kalottendicke

6.3. Modifikation des Aufbaus und der meßtechnischen Parameter

6.3.1. Verbesserungen der Luftimpulsapplikation

Ausgehend von den Erfahrungen des Kapitels 6.2. wurde für die weiteren Messungen der bereits beschriebene verbesserte Luftimpulsapplikator eingesetzt (vgl. Ende Kap.4.2.2.). Die elektrische Triggerzeit von 30ms zwischen Luftimpulsauslösung und -abschaltung wurde beibehalten, der Kesseldruck des Kompressors wurde auf 2Bar gesenkt. Abb.6.2.1 stellt dabei den veränderten Staudruckverlauf von altem und neuem Applikator gegenüber.

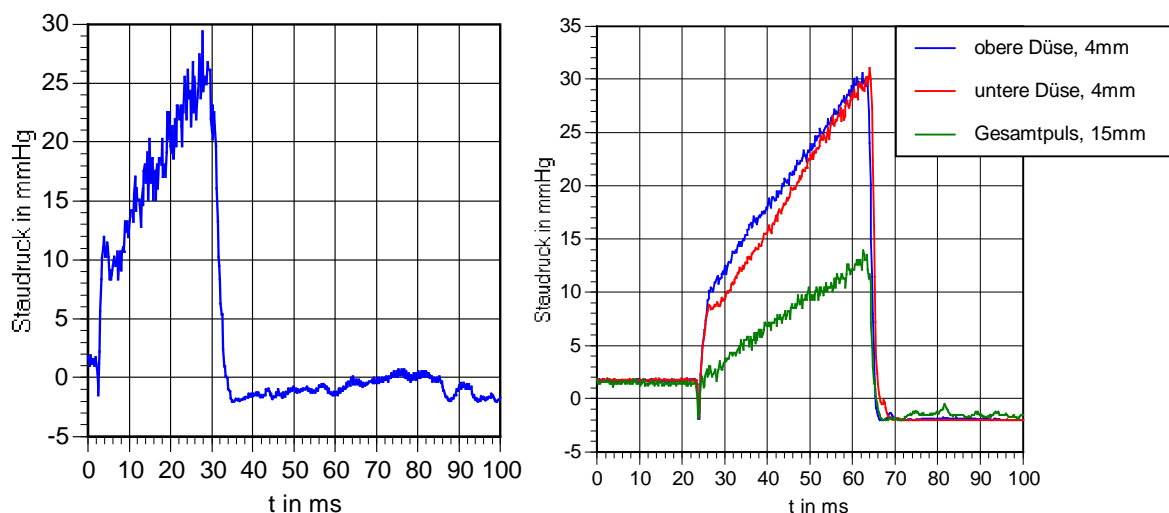


Abb.6.3.1: Staudruckverlauf des Luftimpulses, links gemessen am Applikator des Typs 1 (digital schaltendes Ventil, 3Bar Kesseldruck) 15mm vor dem Düsenkopf im Düsenachsenschnittpunkt sowie rechts am verbesserten Luftimpulsapplikator (Proportionalventil, 2Bar Kesseldruck) gemessen in 4mm Abstand auf der Düsenachse vor den Einzeldüsen und überlagerter Staudruckverlauf beider Düsen im Schnittpunkt 15mm vor dem Düsenkopf

Hervorzuheben ist der linear ansteigende Verlauf des Staudrucks des Luftimpulses, der erstmalig mit diesem Aufbau erreicht wurde. Bedingt durch die Absenkung des Kesseldrucks des Kompressors sank dabei der maximale applizierte Staudruck von ursprünglich etwa 27mmHg auf 13mmHg. Die am Kopf des Typs 1 beobachteten Turbulenzen (Schwingungen) im ansteigenden Teil des Luftimpulses nahmen nach Einführung der Verbesserungen deutlich ab.

6.3.2. Messungen an ausgewählten Kalotten und Darstellung der Ergebnisse

Meßobjekte bildeten analog zu Kapitel 6.2. im entlüfteten Augenphantom gehaltene Kalotten der Materialien 2, 13, 15 und 16, jeweils 5 Stück in den Dicken 0,2mm, 0,25mm und 0,3mm. Der Kammerdruck wurde, beginnend bei 5mmHg, in Stufen zu 5mmHg bis 50mmHg erhöht. Je Druckwert wurden 5 Messungen durchgeführt und für Anstieg und Frequenz der Mittelwert gebildet. Die Standardabweichung (bei 5 Meßwerten normalerweise nicht sinnvoll) wurde nur überblickshalber angegeben. Für Material 13 zeigte sich, daß vermutlich durch Alterungseffekte eine interferometrische Antastung der Kalottenoberfläche nicht möglich war. An Material 2 waren Messungen lediglich für Kalotten der Dicke 0,3mm möglich. Für geringere Dicken fiel aufgrund der Geschwindigkeitsverhältnisse der Oberflächen die Meßwerterfassung aus.

6.3.2.1. Darstellung der Ergebnisse für Material 16

Als Beispiel sollen (wie schon im Kapitel 6.1.) Kalotten des Materials 16 dienen. Für Kammerdruck und Anstieg der Verformung sowie zwischen Kammerdruck und Ausschwingfrequenz der Oberfläche erhält man die nachfolgenden Darstellungen.

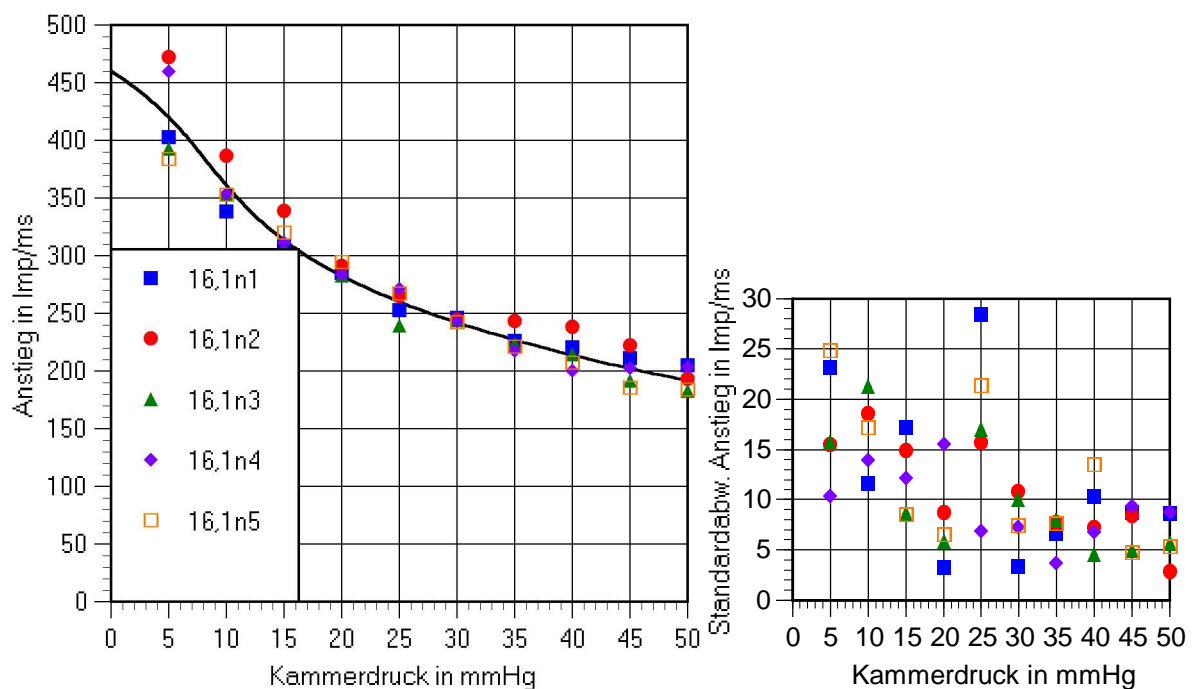


Abb.6.3.2: Anstieg und Kammerdruck der Einzelkalotten sowie Mittelwertverlauf ($d=0,3\text{mm}$)

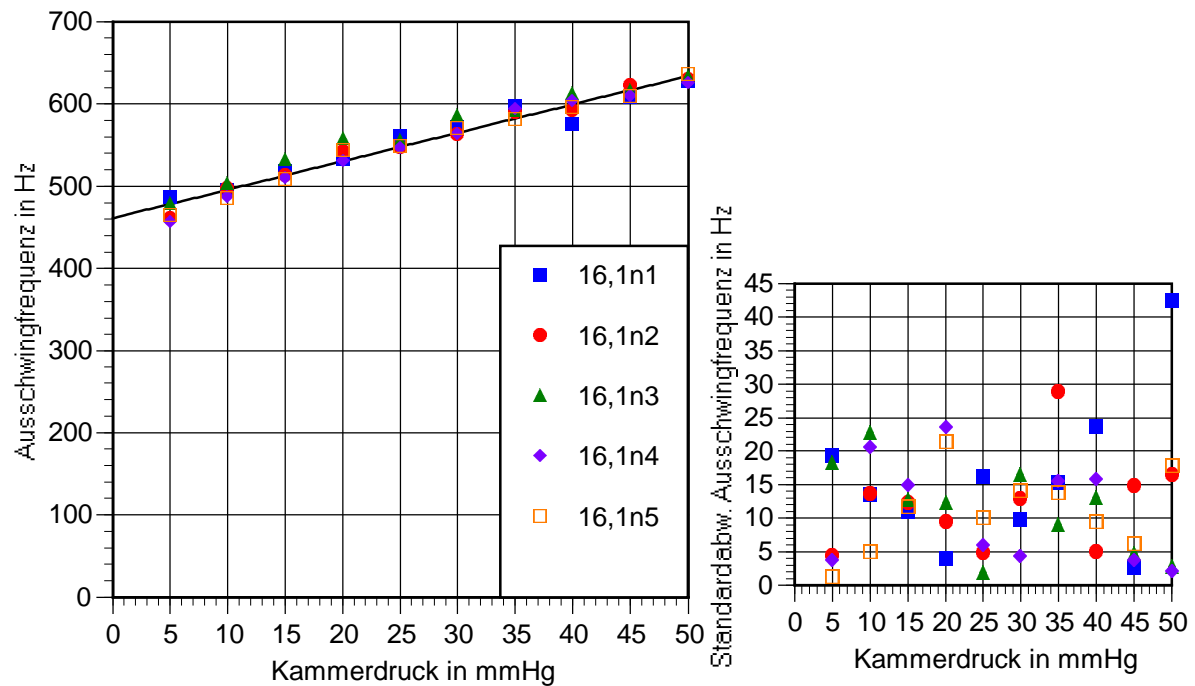


Abb.6.3.3: Ausschwingfrequenz und Kammerdruck der Einzelkalotten sowie Mittelwertverlauf für Material 16 ($d=0,3\text{mm}$)

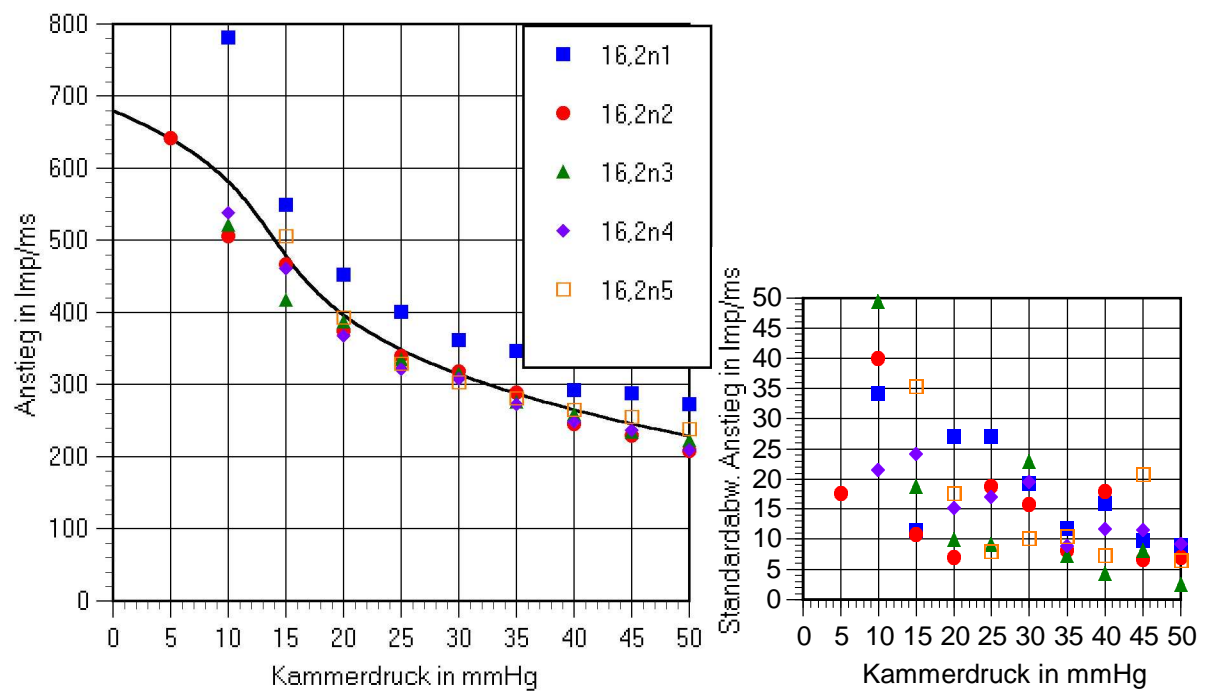


Abb.6.3.4: Anstieg und Kammerdruck der Einzelkalotten sowie Mittelwertverlauf ($d=0,25\text{mm}$)

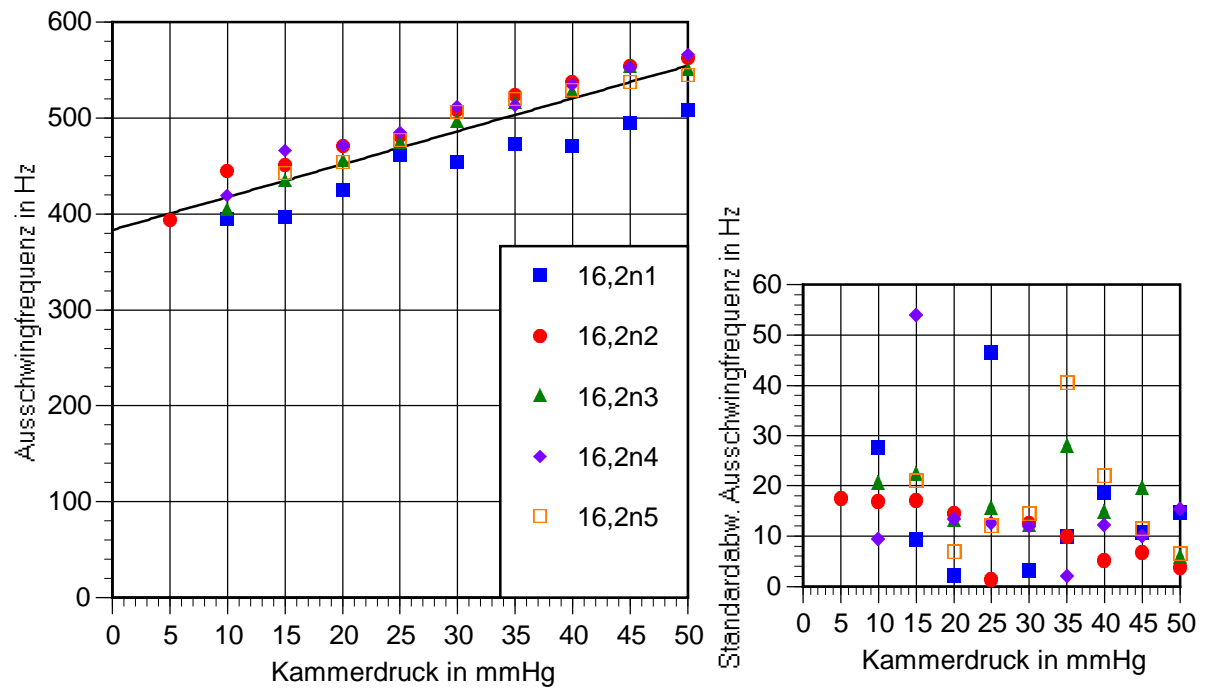


Abb.6.3.5: Ausschwingfrequenz und Kammerdruck der Einzelkalotten sowie Mittelwertverlauf für Material 16 ($d=0,25\text{mm}$)

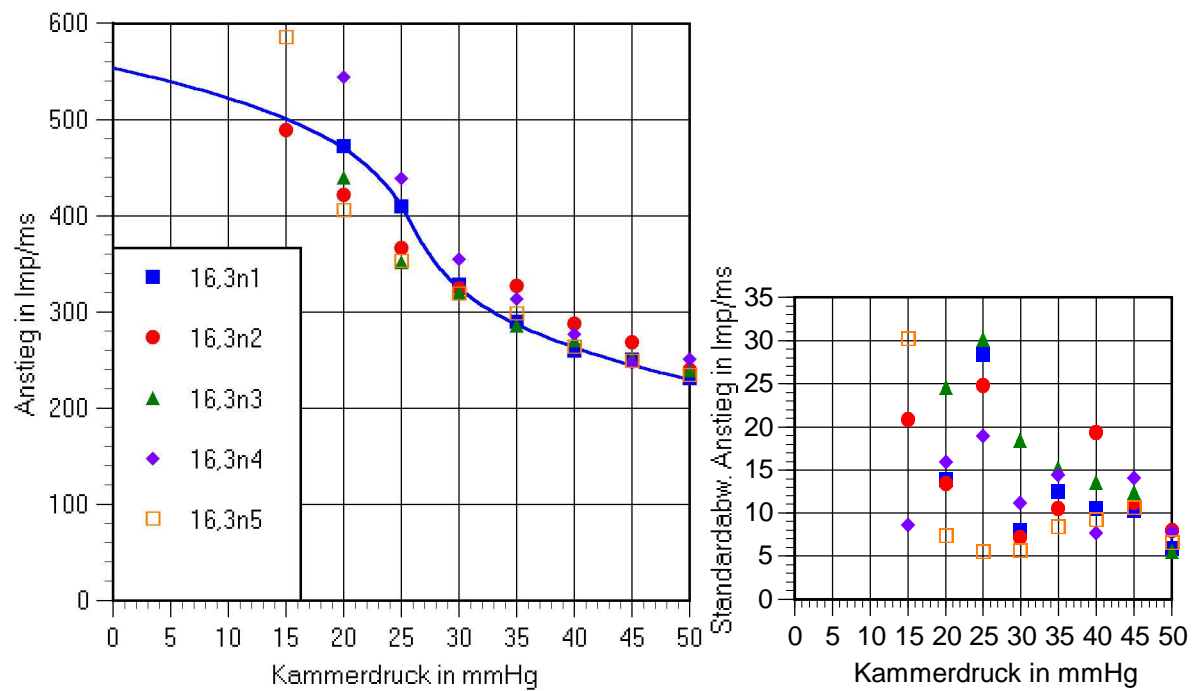


Abb.6.3.6: Anstieg und Kammerdruck der Einzelkalotten sowie Mittelwertverlauf ($d=0,2\text{mm}$)

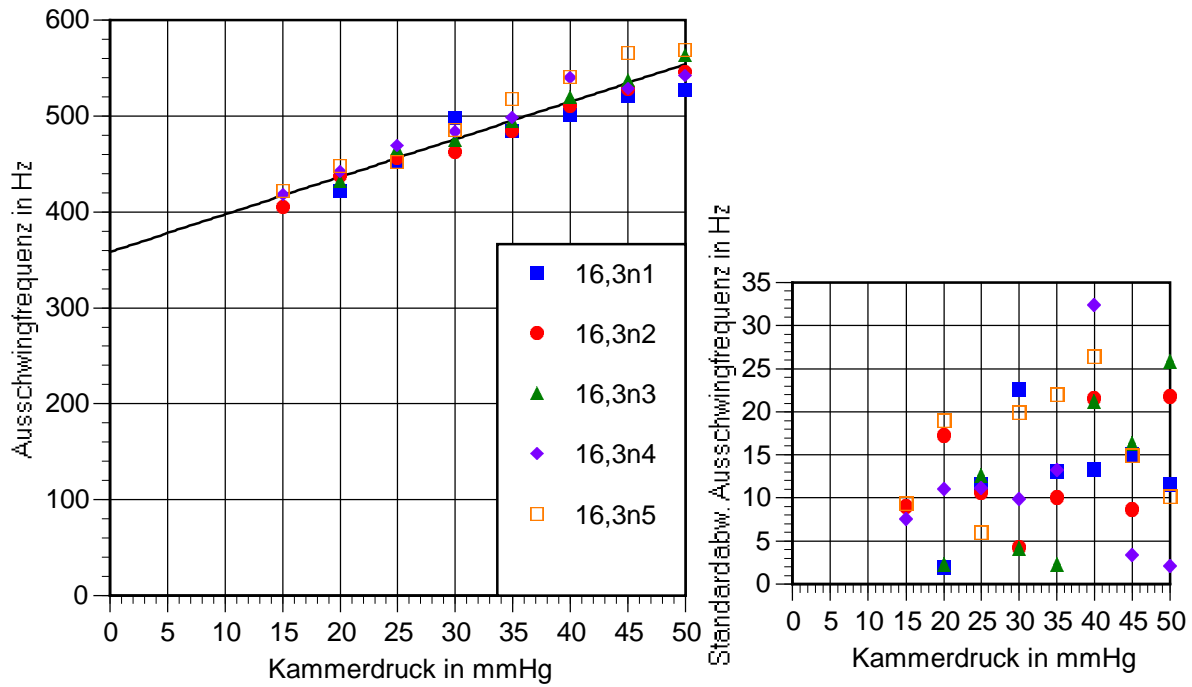


Abb.6.3.7: Ausschwingfrequenz und Kammerdruck der Einzelkalotten sowie Mittelwertverlauf für Material 16 ($d=0,2\text{mm}$)

Die Aufstellung der Mittelwertverläufe führte zu folgenden Abbildungen. Zu beachten ist, daß in den niedrigsten Druckbereichen der dünnsten Kalotten, bedingt durch Fehlmessungen (Oberflächenverkipfung, Überschreiten der Grenzfrequenz des Interferometers), keine Meßwerte vorliegen.

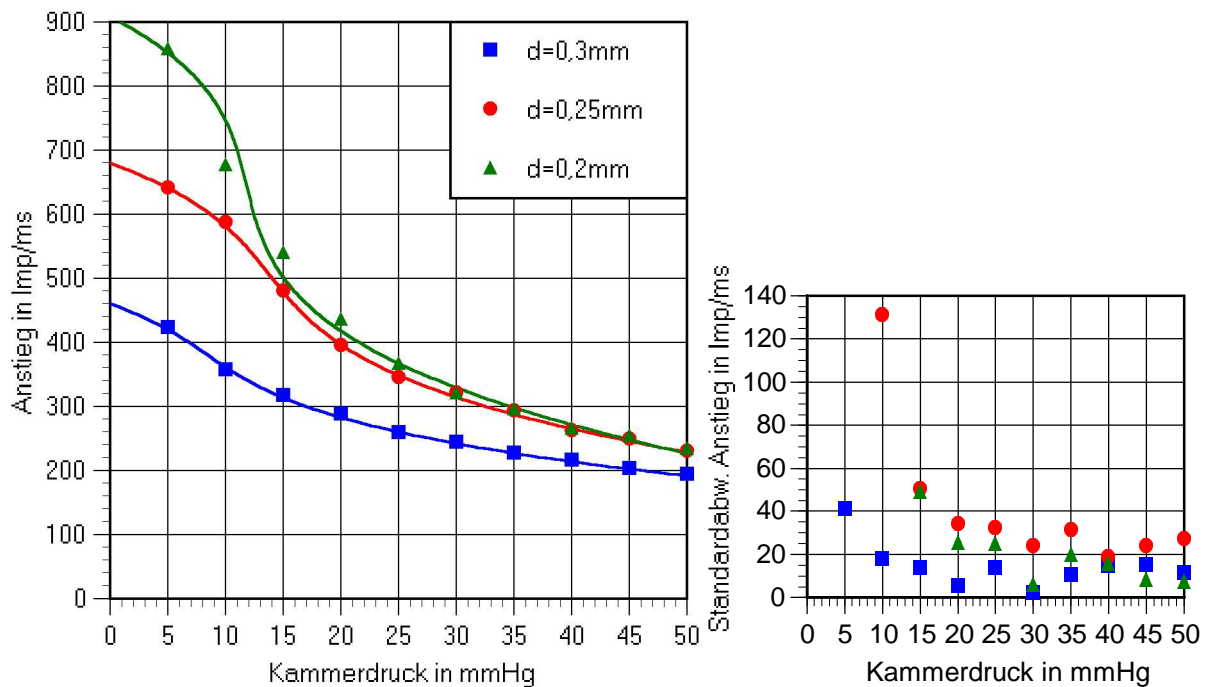


Abb.6.3.8: Anstieg und Kammerdruck für Material 16 im Mittelwertverlauf (5 und 10mmHg bei $d=0,3\text{mm}$ als Stützstellen mit Excel extrapoliert)

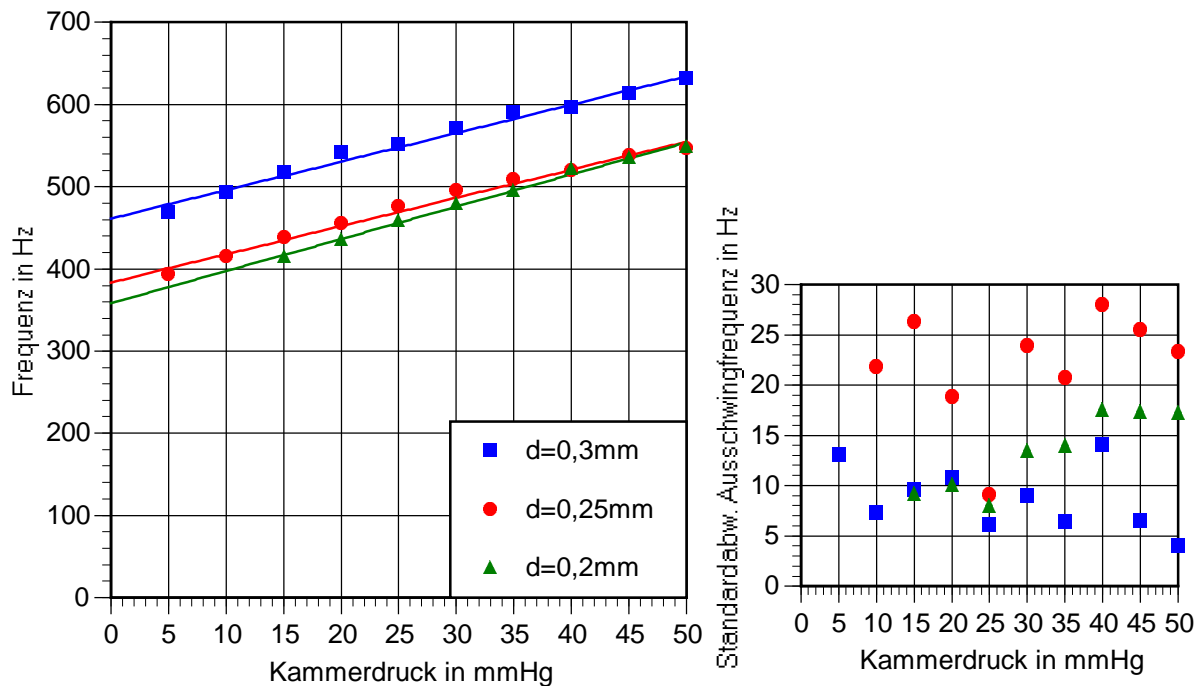


Abb.6.3.9: Ausschwingfrequenz und Kammerdruck im Mittelwertverlauf für Material 16

Betrachtet man die Werteverläufe, so ergeben sich ähnliche Tendenzen wie bei der Ultraschallverformung. Derart ausgeprägtes „Schwingen“ um die Regressionsgerade des Frequenzverlaufs wie in Abb.6.1.5. waren jedoch nicht zu beobachten.

Die Vorgehensweise der Regression der Meßwertverläufe orientierte sich an Kapitel 6.1. Der Verlauf des Kammerdrucks in Abhängigkeit vom Anstieg wurde durch ein Polynom dritten Grades, der Verlauf des Druckes in Abhängigkeit von der Frequenz linear interpoliert. Man erhält damit die Anstiegsgleichung in der allgemeinen Form $IOP = a \cdot A^3 + b \cdot A^2 + c \cdot A + d$ (Gl.6.3.1). Eine lineare Regression der Meßwertverläufe des Kammerdrucks in Abhängigkeit von der Ausschwingfrequenz führt zu einer allgemeinen Gleichung in der Form $IOP = f(F) = g \cdot F + h$ (Gl.6.3.2).

Ausführlich wird auf die Meßwertverläufe in Kapitel 6.4 eingegangen.

6.3.2.2. Darstellung der Ergebnisse für Material 15

Analog zu den Messungen an Kalotten des Materials 16 wurden unter identischer Vorgehensweise je 5 Kalotten in den Dicken 0,3mm, 0,25mm und 0,2mm des wesentlich schersteiferen Materials 15 gemessen. Der Kammerdruck wurde bei 5mmHg beginnend in Stufen zu 5mmHg bis 50mmHg gesteigert. Je Druckwert wurden pro Kalotte 5 Meßwerte für Anstieg und Frequenz aufgenommen, die Mittelwerte sowie die Standardabweichungen der Einzelmeßwerte der Kalotten um den Kalottenmittelwert gebildet. Für den Gesamtmittelwertverlauf von Anstieg und Frequenz, gebildet aus dem Meßwerten aller Kalotten einer Dicke, wurde der Verlauf der Umkehrfunktion mittels Regression ermittelt. Dargestellt ist dies in den folgenden Abbildungen.

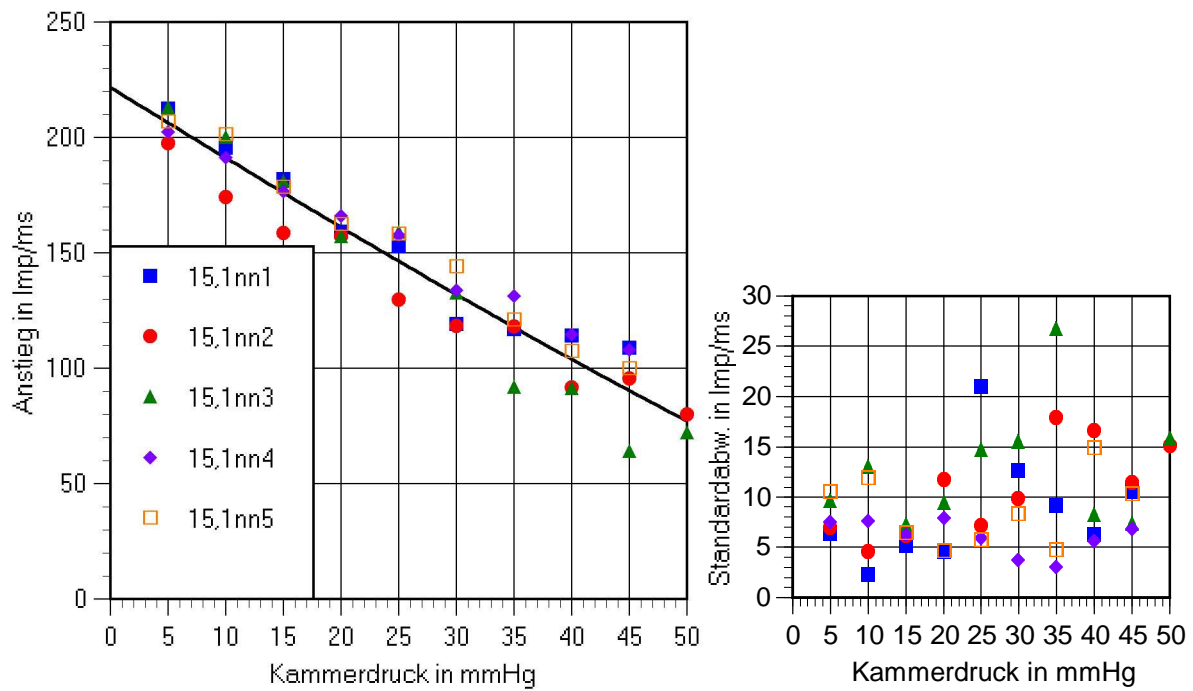


Abb.6.3.10: Anstieg und Kammerdruck sowie Mittelwertverlauf der Einzelkalotten für Material 15 (15,1nn, d=0,3mm)

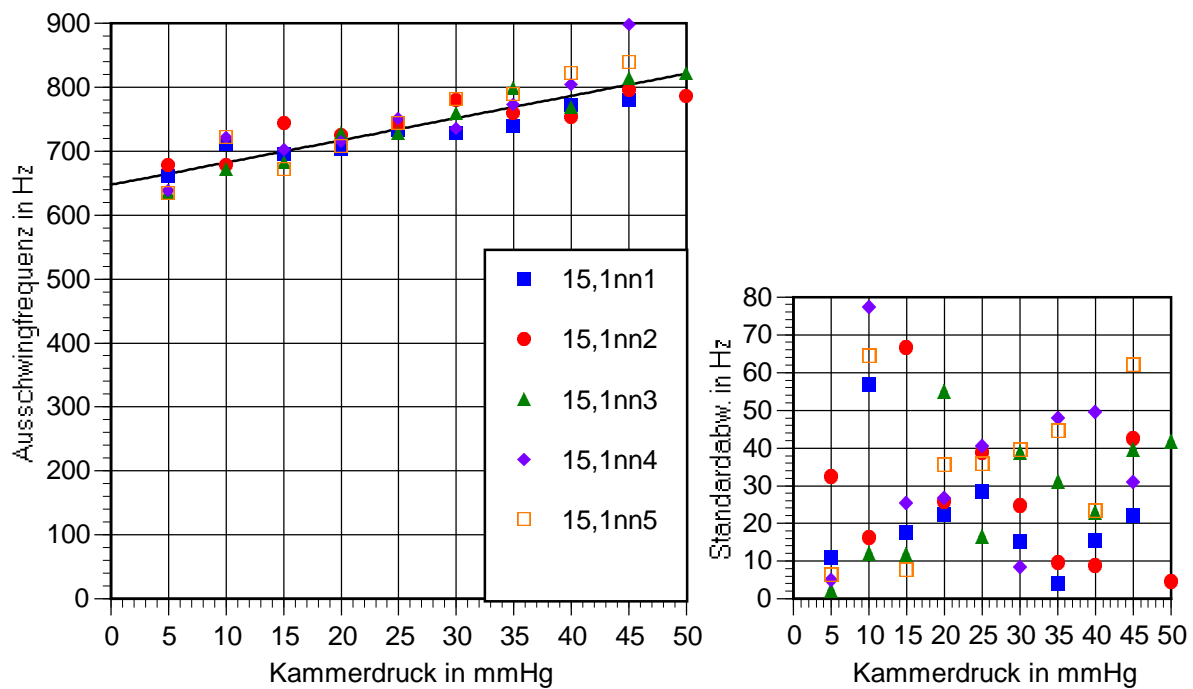


Abb.6.3.11: Ausschwingfrequenz und Kammerdruck der Einzelkalotten sowie Mittelwertverlauf für Material 15 (15,1nn, d=0,3mm)

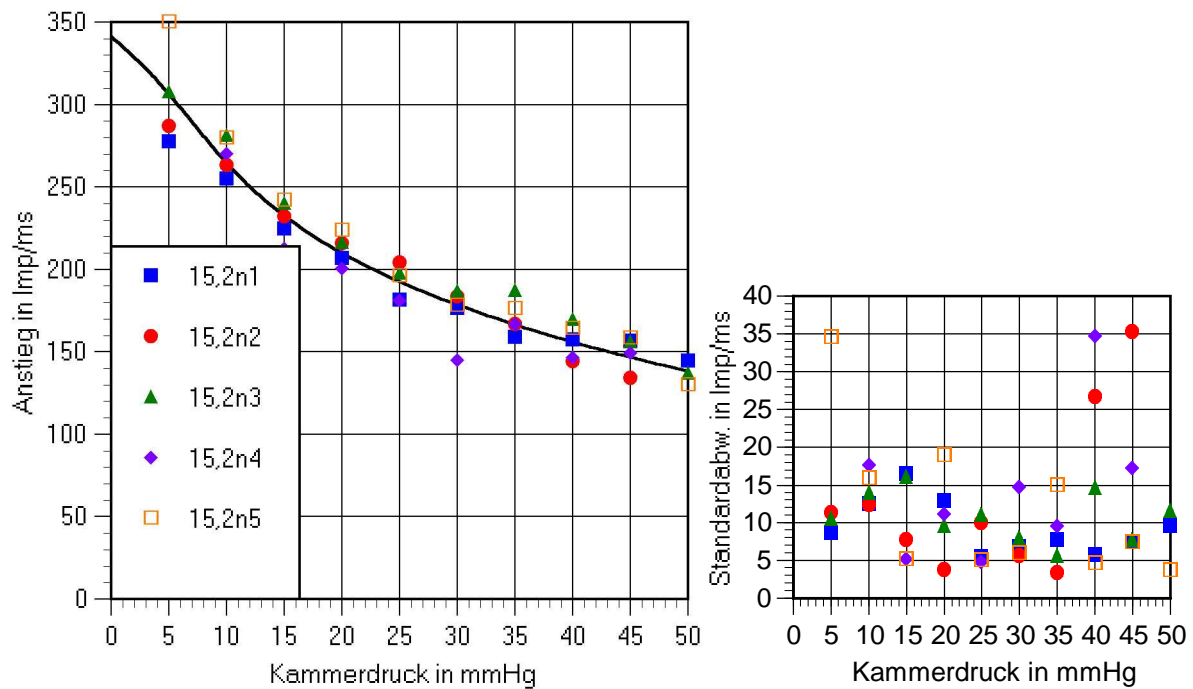


Abb.6.3.12: Anstieg und Kammerdruck sowie Mittelwertverlauf der Einzelkalotten für Material 15 (15,2n, d=0,25mm)

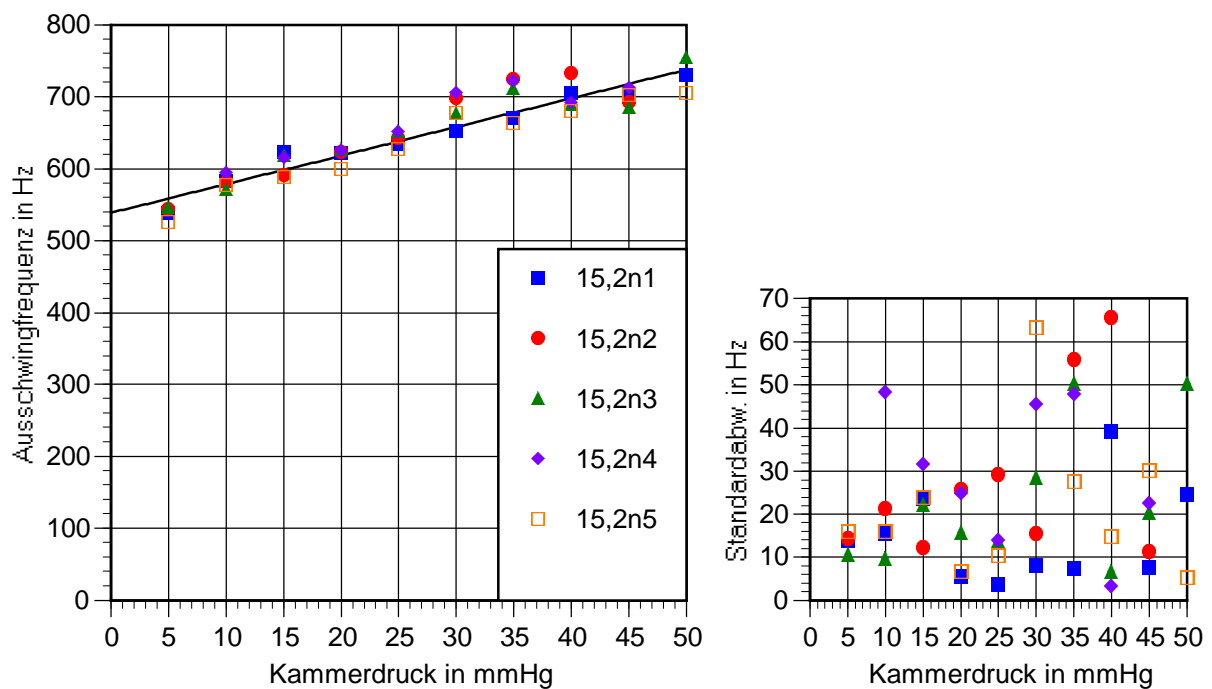


Abb.6.3.13: Ausschwingfrequenz und Kammerdruck der Einzelkalotten sowie Mittelwertverlauf für Material 15 (15,2n, d=0,25mm)

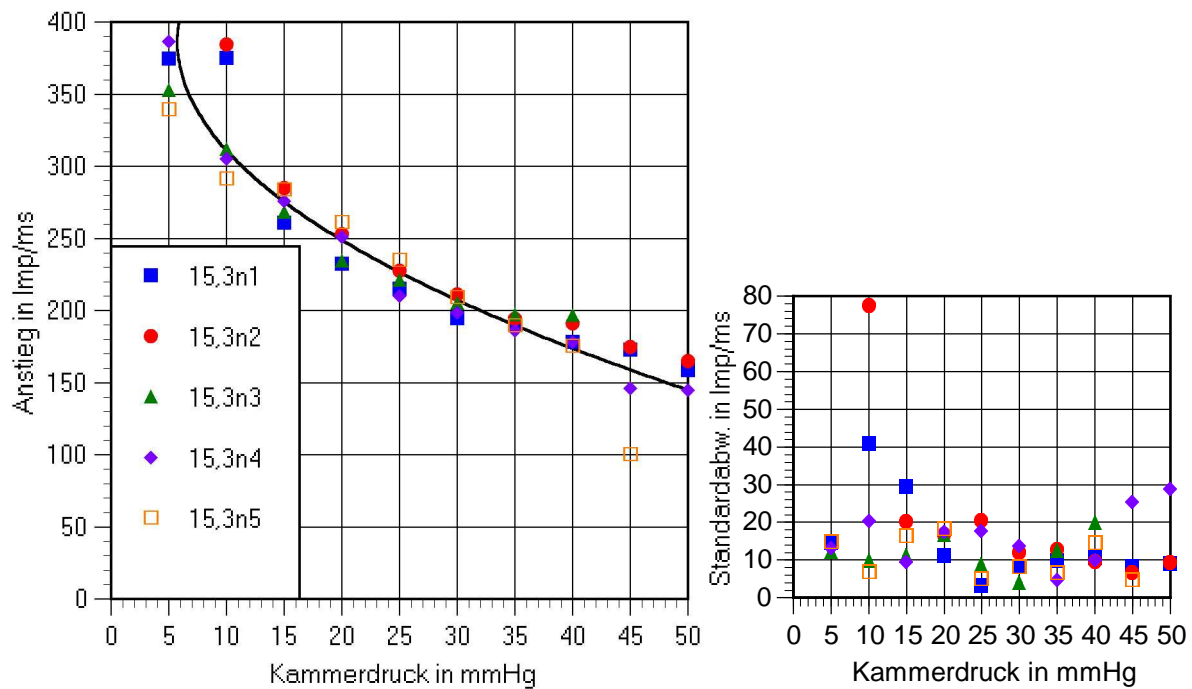


Abb.6.3.14: Anstieg und Kammerdruck sowie Mittelwertverlauf der Einzelkalotten für Material 15 (15,3n, $d=0,2\text{mm}$)

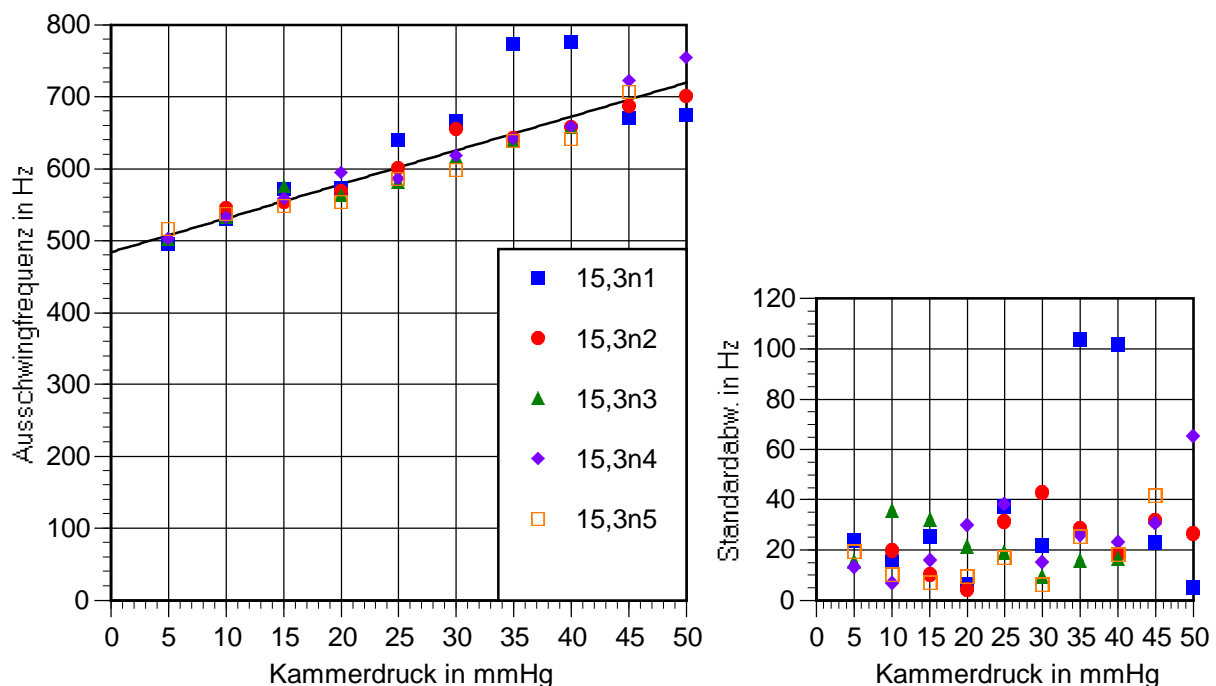


Abb.6.3.15: Ausschwingfrequenz und Kammerdruck der Einzelkalotten sowie Mittelwertverlauf für Material 15 (15,3n, $d=0,2\text{mm}$)

Tendenziell verlaufen der Anstieg der Verformung der Kalotte und die Ausschwingfrequenz ähnlich, wie schon bei den Kalotten des Materials 16 beobachtet. Ausführlicher wird im Kapitel 6.4. darauf eingegangen. Als Kurvenschar mit dem Parameter der Kalottendicke ergeben sich die folgenden Abbildungen des Anstiegs- und Frequenzverlaufs, ebenfalls dargestellt die Standardabweichung der Kalottenmittelwerte um den Gesamtmittelwert.

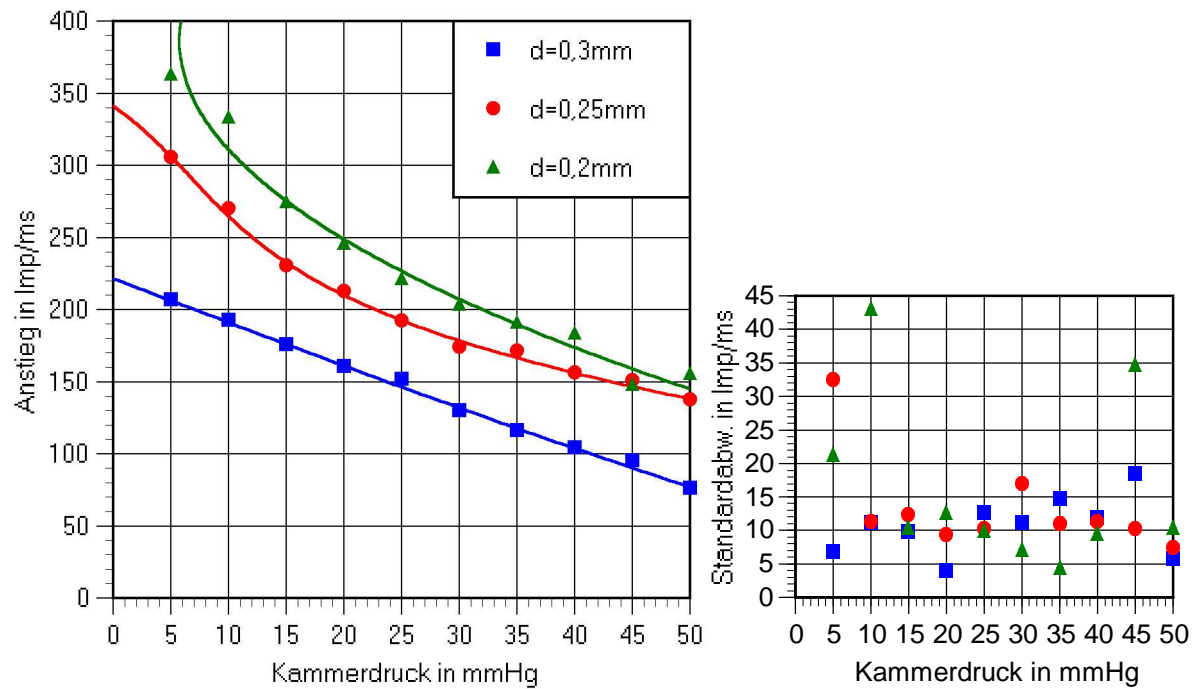


Abb.6.3.16: Anstieg und Kammerdruck für Material 15 sowie Standardabweichung der Kalottenmittelwerte um den Gesamtmittelwert

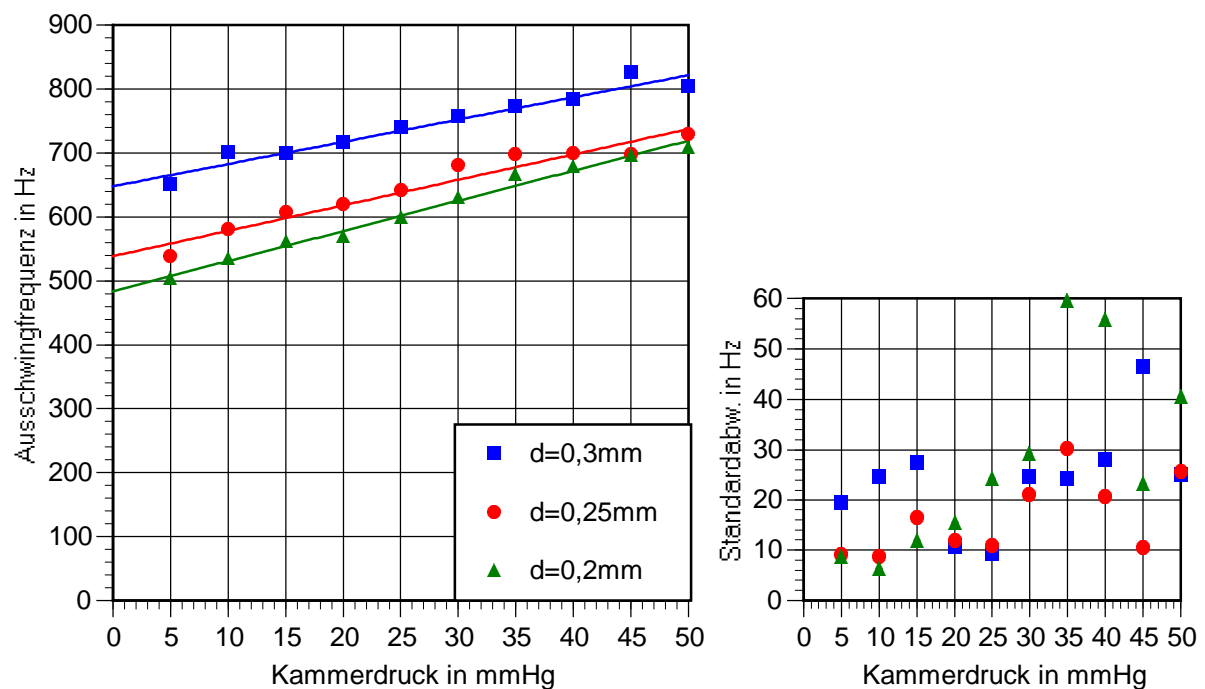


Abb.6.3.17: Ausschwingfrequenz und Kammerdruck für Material 15 sowie Standardabweichung der Kalottenmittelwerte um den Gesamtmittelwert

6.4 Auswertung der Meßergebnisse und Vorschlag zur Korrektur des Einflusses der Korneadicke/Kalottendicke

6.4.1 Auswertung der Messungen mit Ultraschall-Strahlungsdruckapplikator

Ausgangspunkt für die Auswertung der Messungen mit dem Ultraschall-Strahlungsdruckapplikator bilden die „Anstiegs-“ und „Frequenzgleichungen“ des Materials 16, mit denen die in Abb. 6.1.5 dargestellten Meßwertverläufe anpaßbar sind: für den Anstiegsverlauf als Funktion des Druckes durch ein Polynom dritter Ordnung,

$$IOP = a \cdot A^3 + b \cdot A^2 + c \cdot A + d, \quad (\text{Gl.6.4.1})$$

für den Verlauf der Frequenz mittels linearen Ansatzes

$$F = f(IOP) = u \cdot IOP + v \quad (\text{Gl.6.4.2})$$

bzw.

$$IOP = f(F) = g \cdot F + h \quad (\text{Gl.6.4.3})$$

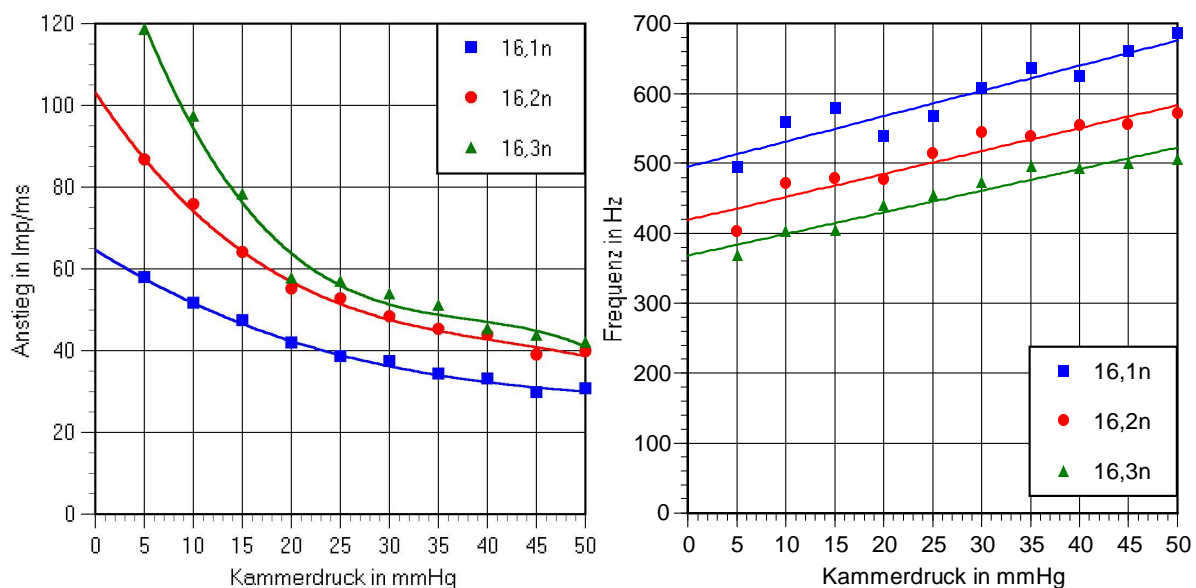


Abb.6.4.1 (analog zu Abb.6.1.5): Darstellung der Verläufe von Anstieg und Frequenz mit steigendem Druckwert, Parameter ist die Kalottendicke (Mittelwerte aus 2 Kalotten, 1n=0,3mm; 2n=0,25mm; 3n=0,2mm)

Für den Verlauf des Kammerdruckes der einzelnen Kalotten der unterschiedlichen Dicken in Abhängigkeit vom Anstieg der Verformungskurve erhält man somit folgende Gleichungen:

$$D=0,3\text{mm} \quad IOP = -0,0062087 \cdot A^3 + 0,182935 \cdot A^2 - 11,23125 \cdot A + 248,1548 \quad (\text{Gl.6.4.4})$$

$$D=0,25\text{mm} \quad IOP = -0,0004828605 \cdot A^3 + 0,1107967 \cdot A^2 - 8,828959 \cdot A + 252,3959$$

$$D=0,2\text{mm} \quad IOP = -0,0002931839 \cdot A^3 + 0,0826898 \cdot A^2 - 7,363014 \cdot A + 237,8336.$$

Die Koeffizienten a, b, c und d der Gleichungen 6.4.4 bzw. 6.4.1 sind abhängig von der Kalottendicke und lassen sich als Funktion von dieser darstellen (Abb. 6.4.2).

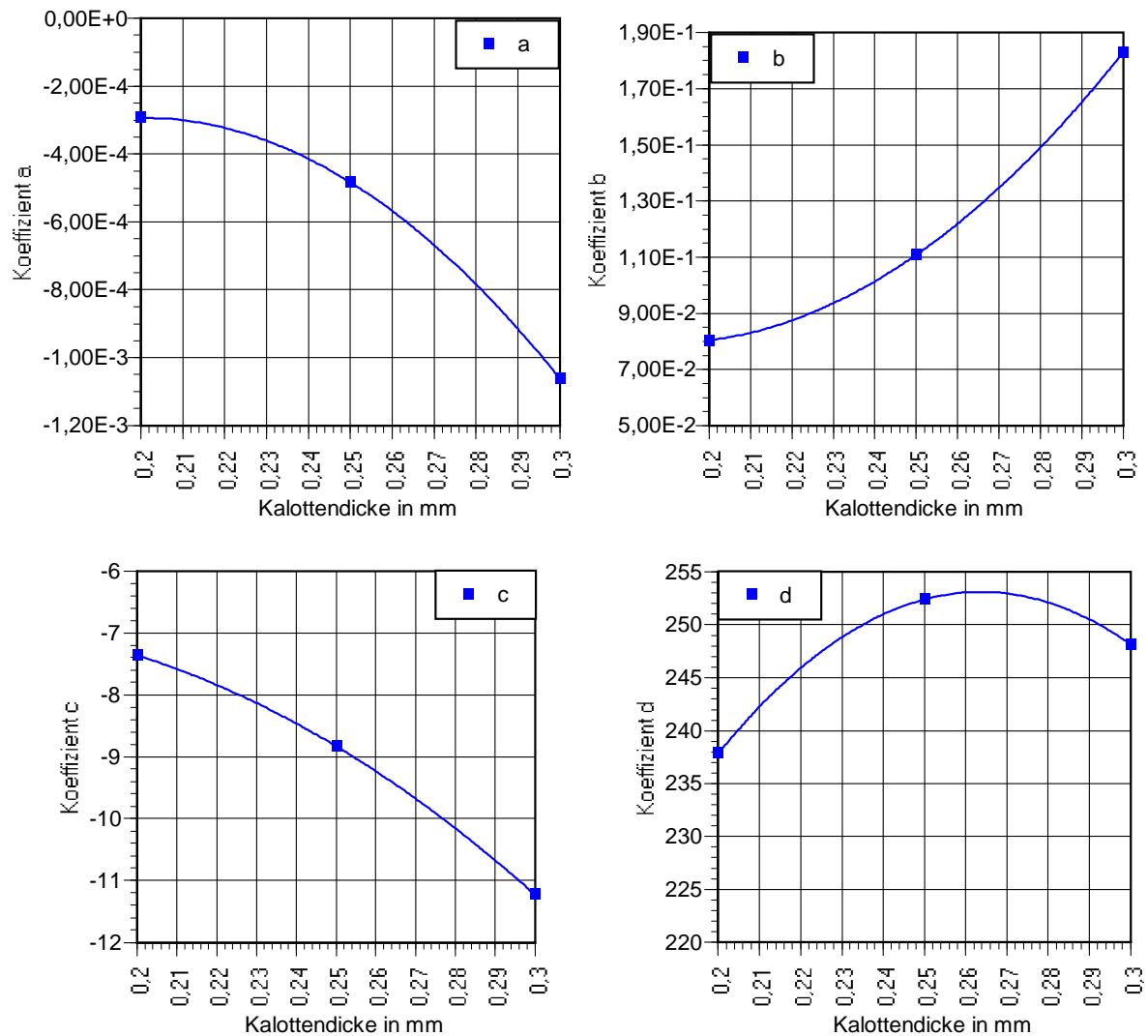


Abb.6.4.2: Koeffizienten der Gleichung 6.1.2 und mögliche Interpolation als Funktion der Kalottendicke

$$a = -0,07790998 \cdot D^2 + 0,03126596 \cdot D - 0,003429977 \quad (\text{Gl. 6.4.5})$$

$$b = 8,322116 \cdot D^2 - 3,134398 \cdot D - 0,3742639$$

$$c = -187,2692 \cdot D^2 + 54,95224 \cdot D - 10,86269$$

$$d = -3760,68 \cdot D^2 + 1983,552 \cdot D - 8,4496$$

Eingesetzt in Gleichung 6.4.1 und entsprechend geordnet erhält man

$$\begin{aligned} IOP = & [-0,07790998A^3 + 8,322116A^2 - 187,2629A - 3760,68] \cdot D^2 \\ & + [0,03126596A^3 - 3,134398A^2 + 54,95224A + 1983,552]D \\ & + [-0,003429977A^3 + 0,3742639A^2 - 10,86269A - 8,4496] \end{aligned}$$

bzw.

$$IOP = \alpha \cdot D^2 + \beta \cdot D + \gamma. \quad (\text{Gl.6.4.6})$$

Für die Darstellung der Ausschwingfrequenz in Abhängigkeit vom Kammerdruck $F = u \cdot IOP + v$ (Gl. 6.4.2) erhält man durch lineare Regression die Gleichungen

$$D=0,3\text{mm} \quad F = 3,614 \cdot IOP + 495,322 \quad (\text{Gl.6.4.7})$$

$$D=0,25\text{mm} \quad F = 3,287 \cdot IOP + 419,167$$

$$D=0,2\text{mm} \quad F = 3,095 \cdot IOP + 368,15$$

Bildet man die Umkehrfunktion $IOP = f(F) = g \cdot F + h$ (Gl.6.4.3), so ergeben sich die Gleichungen 6.4.8.

$$D=0,3\text{mm} \quad IOP = 0,243 \cdot F - 116,756 \quad (\text{Gl.6.4.8})$$

$$D=0,25\text{mm} \quad IOP = 0,271 \cdot F - 110,622$$

$$D=0,2\text{mm} \quad IOP = 0,302 \cdot F - 109,391$$

Die Koeffizienten g und h lassen sich in Abhängigkeit von der Dicke darstellen durch $g = -0,5638549 \cdot D + 0,4138636$ ($r^2 = 0,997$) (Gl.6.4.9) und

$$h = -980,82 \cdot D^2 + 416,759 \cdot D - 153,5102 \quad (r_2^2 = 0,907; r_1^2 = 0,871; r_0^2 = 1) \quad (\text{Gl.6.4.10}).$$

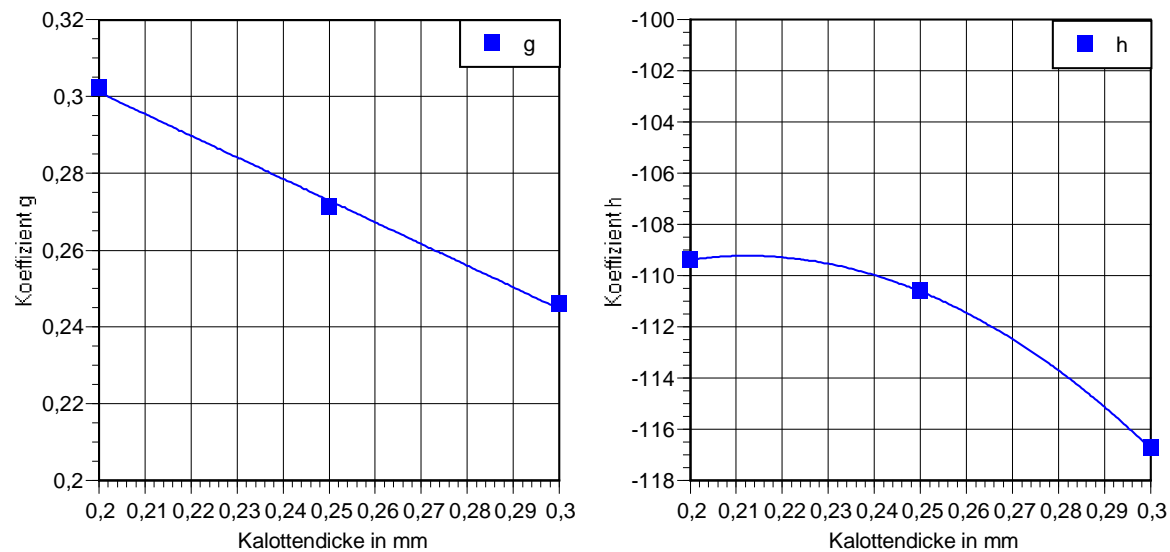


Abb.6.4.3: Koeffizienten g und h in Abhängigkeit von der Kalottendicke

Eingesetzt in Gl.6.4.3 ergibt sich

$$IOP = (-0,563849 \cdot D + 0,4138636) \cdot F - 980,82D^2 + 416,739D - 153,5102. \quad (\text{Gl.6.4.11})$$

Aus der Gleichsetzung von Gl.6.4.6 und Gl.6.4.11 erhält man eine quadratische Gleichung für D in der Normalform

$$D^2 + \frac{\beta + 0,563849F - 416,759}{\alpha + 980,82} D + \frac{\gamma - 0,4138636F + 153,5102}{\alpha + 980,82} = 0 \quad (\text{Gl.6.4.12})$$

mit den Lösungen

$$D_{1,2} = -\frac{\beta + 0,563849F - 416,759}{2(\alpha + 980,82)} \pm \sqrt{\frac{1}{4} \left(\frac{\beta + 0,563849F - 416,759}{\alpha + 980,82} \right)^2 - \frac{\gamma - 0,4138636F + 153,5102}{\alpha + 980,82}} \quad (\text{Gl.6.4.13}).$$

Der Druckwert ergibt sich durch Einsetzen der Lösungen für D in Gleichung 6.4.11. Für die Lösung ist diejenige Gleichung bzgl. des Vorzeichens zwischen erstem Term und Wurzelterm (Gl.6.4.13) zu wählen, die in der Rückrechnung zu durchgängig plausiblen Werten führt.

Um den Rechenaufwand zu minimieren, scheint sich ein Ansatzpunkt aus Gl.6.4.7 bzw. 6.4.8 zu bieten. Der Anstieg u der Gleichungen 6.4.7 unterscheidet sich scheinbar nur gering, was eine Mittelwertbildung und eine Entwicklung des Offset v als Funktion der Dicke nahelegt. Dies führt jedoch nicht zum gewünschten Erfolg. Nachvollziehbar wird dies anhand der einzelnen Umkehrfunktionen $IOP = f(F) = g \cdot F + h$ (Gl.6.4.3 bzw. 6.4.8). Der Offset h hingegen variiert nur gering, jedoch der Anstieg g dafür stärker. Bildet man aus den Werten für h aus Gl.6.4.8. den Mittelwert $\bar{h} = -112,2564$, so erhält man anstelle von Gl.6.4.11

$$IOP = (-0,563849 \cdot D + 0,4138636) \cdot F - 112,2564. \quad (\text{Gl.6.4.14})$$

Setzt man die Anstiegs- (Gl.6.4.6, entwickelt aus Gl.6.4.1) mit der Frequenzgleichung (Gl.6.4.14) gleich, so erhält man die quadratische Gleichung

$$(-0,563849 \cdot D + 0,4138636)F - 112,2564 = \alpha \cdot D^2 + \beta \cdot D + \gamma \quad \text{bzw.} \quad (\text{Gl.6.4.15})$$

$$D^2 + \frac{\beta + 0,563849}{\alpha} D + \frac{\gamma - 0,4138636F + 112,2564}{\alpha} = 0 \quad \text{mit der Lösung}$$

$$D_{1,2} = -\frac{\beta + 0,563849F}{2\alpha} \pm \sqrt{\frac{1}{4} \left(\frac{\beta + 0,563849F}{\alpha} \right)^2 - \frac{\gamma - 0,4138636F + 112,2564}{\alpha}} \quad (\text{Gl.6.4.16}).$$

Aus Gl.6.4.13 und Gl.6.4.16 erhält man für die aus den Meßwerten berechnete Kalottendicke und den berechneten Kammerdruck die Werte der Tabelle in Anhang 11.

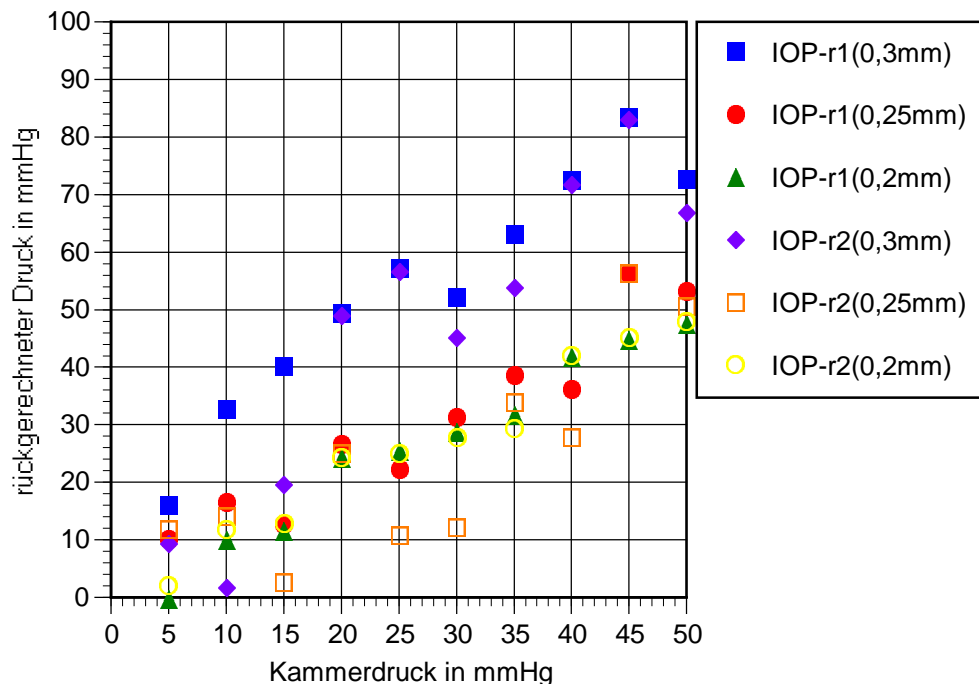


Abb.6.4.4: Kammerdruck und rückgerechneter Druck (IOP-r1 mit vereinfachender Gl.6.1.14, IOP-r2 mit Gl.6.1.11)

Wie Abb.6.4.4 zeigt, nimmt der berechnete Druck mit zunehmendem Kammerdruck ebenfalls tendenziell zu. Eine ideale Übereinstimmung mit der Lage aller Rechenwerte auf der Diagonalen wird jedoch nicht erreicht. Die geringsten Abweichungen zwischen realem und berechnetem Kammerdruck treten bei Kalotten der Dicke 0,25mm, und zwar sowohl in vereinfachter (Gl.6.1.14) als auch ausführlicher Berechnung und 0,2mm (nur in vereinfachter Berechnung) auf. Die Kammerdruckwerte für Kalotten der Dicke 0,3mm werden ab einem realen Druck von 15mmHg zu hoch berechnet. Die Ursachen der Abweichungen von berechnetem zu realem Wert sind überwiegend in der Regression der Meßwertverläufe zu suchen. Deutlich wird dies vor allem für Kalotten der Dicke 0,3mm in Gegenüberstellung mit dem Druck-Frequenzverlauf in Abb.6.4.1 (Abb.6.1.5). Dessen Linearisierung der Abhängigkeit muß insbesondere mit steigender Kalottendicke geradezu zu größeren Fehlern führen. In ebendiesem Grund und seinem überwiegenden Einfluß ist auch die Ursache zu suchen, warum eine quadratische Näherung der Koeffizientenverläufe der Frequenzgleichungen in Abhängigkeit von der Kalottendicke (Gl. 6.4.11) gegenüber der Vereinfachung (Gl.6.4.14), zumindest gemessen an Abb. 6.4.4, nicht zwangsläufig zu besseren Resultaten führt.

6.4.2 Auswertung der Messungen mit verbessertem Luftimpulsapplikator

6.4.2.1 Auswertung der Messungen für Material 16

Ausgangspunkt für die Auswertung und Behandlung der mit dem verbesserten Staudruckapplikator in Kapitel 6.3 gewonnenen Meßergebnisse bilden die Verläufe der Mittelwerte für Anstieg und Frequenz in Abhängigkeit vom Kammerdruck (Abb.6.3.8 und 6.3.9) und die Auswertung entsprechend dem Vorgehen des Kapitels 6.4.1.

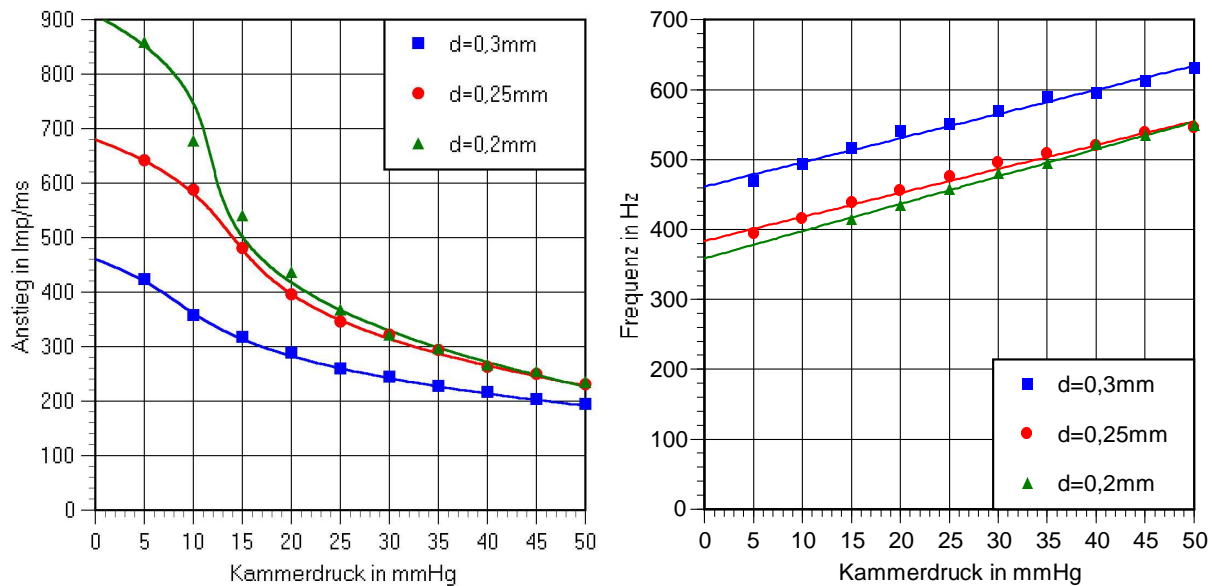


Abb.6.4.5 (Abb.6.3.8, 6.3.9): Anstieg und Kammerdruck für Material 16 im Mittelwertverlauf (5 und 10mmHg bei d=0,3mm als Stützstellen extrapoliert)

Der Verlauf des Kammerdrucks in Abhängigkeit vom Anstieg wurde durch ein Polynom dritten Grades in der Form

$$IOP = a \cdot A^3 + b \cdot A^2 + c \cdot A + d, \quad (\text{Gl.6.4.17})$$

der Verlauf des Druckes in Abhängigkeit von der Frequenz linear in der Form

$$IOP = f(F) = g \cdot F + h \quad (\text{Gl.6.4.18})$$

angenähert. Hauptaugenmerk galt zunächst der Anstiegsgleichung. Für die 3 Dicken ergaben sich somit:

$$\begin{aligned} D=0,3\text{mm} \quad IOP &= -3,912936 \cdot 10^{-6} A^3 + 4,466744 \cdot 10^{-3} A^2 - 1,780365 A + 254,7287, \\ D=0,25\text{mm} \quad IOP &= -1,146682 \cdot 10^{-6} A^3 + 1,735401 \cdot 10^{-3} A^2 - 0,9189994 A + 183,0331, \\ D=0,2\text{mm} \quad IOP &= -4,156761 \cdot 10^{-6} A^3 + 4,850329 \cdot 10^{-3} A^2 - 1,932391 A + 288,4318 \end{aligned}$$

(Gl.6.4.19).

Die Koeffizienten a, b, c und d der Anstiegsgleichung (Gl.6.4.17) in der allgemeinen Form lassen sich in Abhängigkeit von der Dicke damit folgendermaßen darstellen.

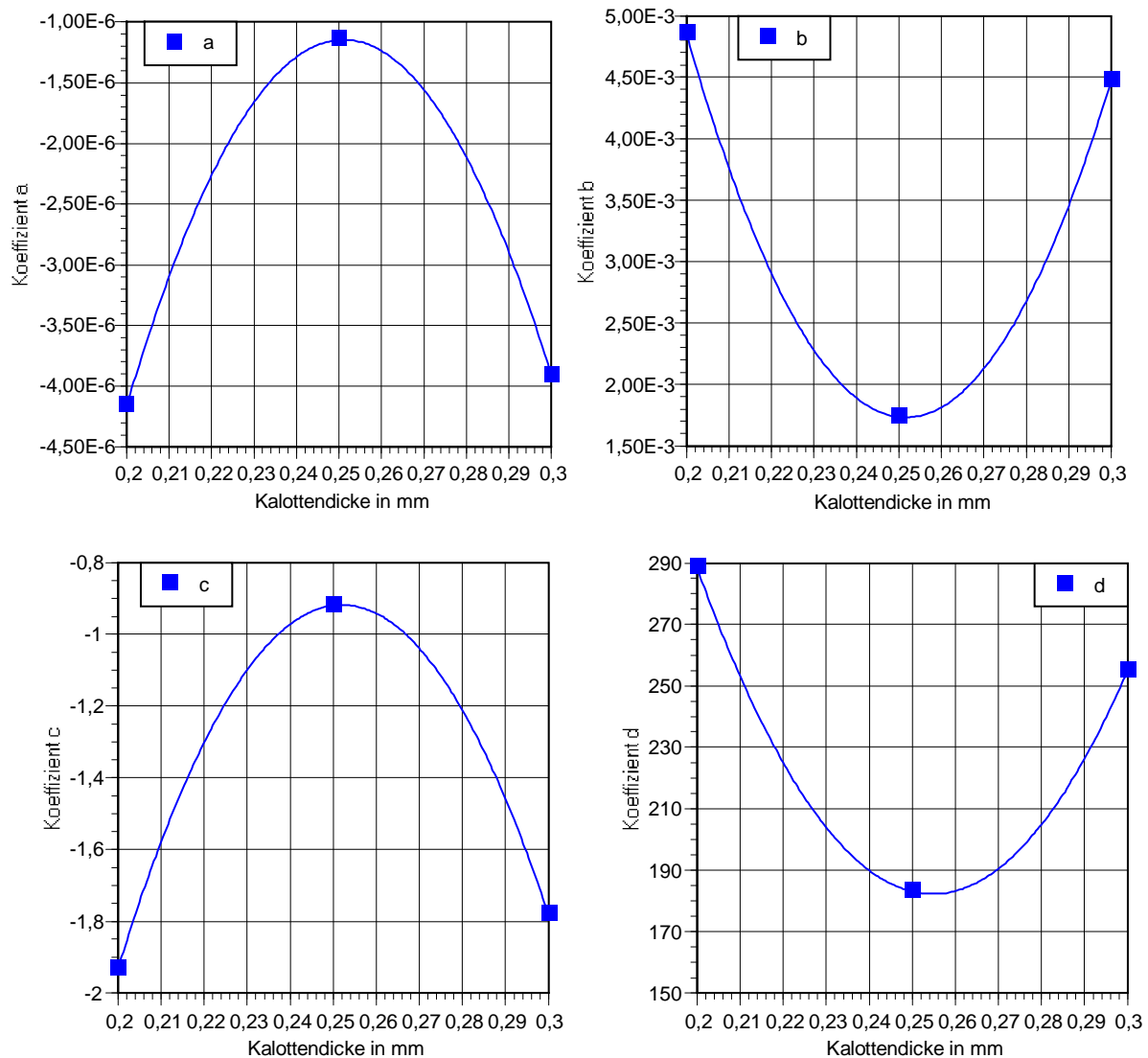


Abb.6.4.6: Koeffizienten der Gleichung 6.4.17 in Abhängigkeit von der Kalottendicke

In der Verlaufsbeschreibung erhält man die Koeffizienten der Gleichung 6.4.17 als Funktion der Kalottendicke:

$$a = -1,155267 \cdot 10^{-3} \cdot D^2 + 5,800715 \cdot 10^{-4} \cdot D - 7,396041 \cdot 10^{-5} \quad (\text{Gl.6.4.20})$$

$$b = 1,169254 \cdot D^2 - 0,5884629 \cdot D + 7,577275 \cdot 10^{-2}$$

$$c = -374,9514 \cdot D^2 + 188,996 \cdot D - 24,73353$$

$$d = 3,541886 \cdot 10^4 \cdot D^2 - 1,804646 \cdot 10^4 \cdot D + 2480,97$$

Eingesetzt in die Anstiegsgleichung (Gl.6.4.17) ergibt sich somit

$$\begin{aligned} IOP = & [-1,15526 \cdot 10^{-3} A^3 + 1,169254 A^2 - 374,9514 A + 3,541886 \cdot 10^4] \cdot D^2 \\ & + [5,800715 \cdot 10^{-4} A^3 - 0,5884629 A^2 + 188,996 A - 1,804646 \cdot 10^4] D \\ & + [-7,39041 \cdot 10^{-5} A^3 + 7,577275 \cdot 10^{-2} A^2 - 24,73353 A + 2480,97] \end{aligned}$$

bzw.

$$IOP = \alpha \cdot D^2 + \beta \cdot D + \gamma \quad (\text{Gl.6.4.21}).$$

Aus der linearen Regression der Meßwertverläufe des Kammerdrucks in Abhängigkeit von der Ausschwingfrequenz (Gl.6.4.2.2) ergibt sich mit

$$D=0,3\text{mm} \quad IOP = 0,308 \cdot F - 144,037 \quad (\text{Gl.6.4.22})$$

$$D=0,25\text{mm} \quad IOP = 0,289 \cdot F - 110,454$$

$$D=0,2\text{mm} \quad IOP = 0,254 \cdot F - 90,912.$$

Die Koeffizienten g und h lassen sich in Abhängigkeit von der Dicke mit

$$g = -2,93378 \cdot D^2 + 2,009423 \cdot D - 0,0303117 \quad (r_2^2 = 0,955, r_1^2 = 0,976, r_0^2 = 1) \quad (\text{Gl.6.4.23})$$

und

$$h = -2808,062 \cdot D^2 + 872,7781 \cdot D - 153,1447 \quad (r_2^2 = 0,991, r_1^2 = 0,977, r_0^2 = 1) \quad (\text{Gl.6.4.24})$$

beschreiben.

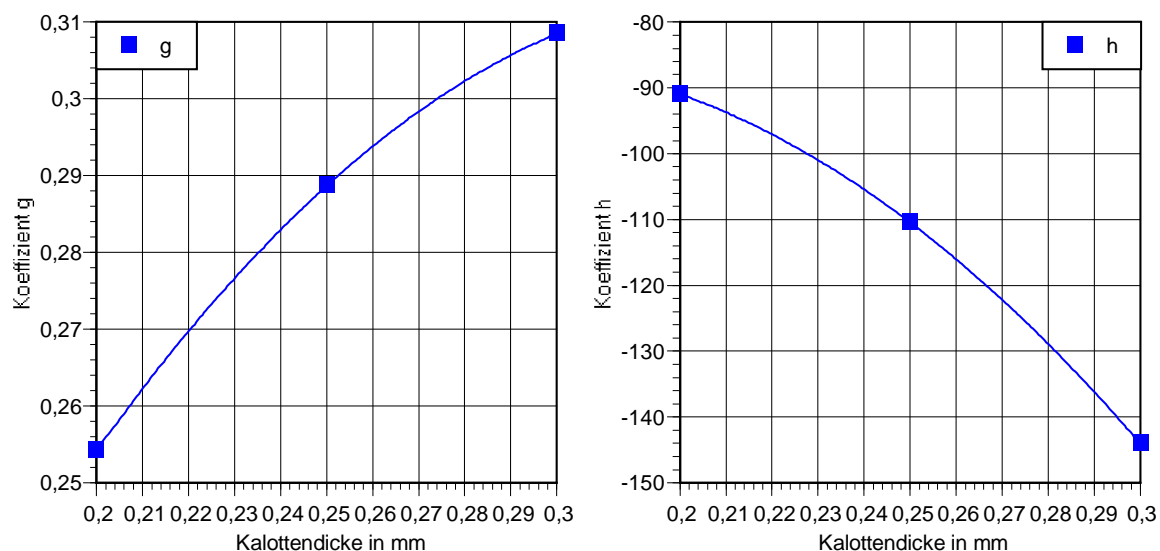


Abb.6.4.7: Koeffizienten g und h in Abhängigkeit von der Kalottendicke

Durch Einsetzen in die allgemeine Frequenzgleichung $IOP = f(F) = g \cdot F + h$ (Gl.6.4.18) erhält man

$$IOP = -2,93378 \cdot D^2 F + 2,009423 DF - 0,0303117 F - 2808,062 D^2 + 872,7781 D - 153,1447$$

bzw. in geordneter Form als Abhängigkeit von der Kalottendicke

$$IOP = D^2 (-2,93378 F - 2808,062) + (2,009423 F + 872,7781) D - 0,0303117 F - 153,1447 \quad (\text{Gl.6.4.25}).$$

Aus der Gleichsetzung von Anstiegs- und Frequenzgleichung ergibt sich somit letztendlich die quadratische Normalform

$$D^2 + \frac{\beta - 2,009423F - 872,7781}{\alpha + 2,93378F + 2808,062} D + \frac{\gamma + 0,0303117F + 153,1447}{\alpha + 2,93378F + 2808,062} = 0 \quad (\text{Gl. 6.4.26})$$

mit den Lösungen

$$D_{1,2} = -\frac{\beta - 2,009423F - 872,7781}{2(\alpha + 2,93378F + 2808,062)} \pm \sqrt{\frac{1}{4} \left(\frac{\beta - 2,009423F - 872,7781}{\alpha + 2,93378F + 2808,062} \right)^2 - \frac{\gamma + 0,0303117F + 153,1447}{\alpha + 2,93378F + 2808,062}} \quad (\text{Gl.6.4.27}),$$

was in der Nachrechnung zu den Werten der Tabelle in Anhang 12 mit IOP_1 als plausibler Lösung (additive Verknüpfung der Gleichungsterme) führt.

Der berechnete Druckwert von -8,6mmHg anstelle von realen 15mmHg für Kalotten der Dicke 0,2mm läßt sich darauf zurückführen, daß die Mittelwertbildung bzw. Messung des Anstiegs bei diesem geringen Kammerdruck nur für 3 Kalotten und mit erheblicher Standardabweichung möglich war (bis 30 Imp/ms, Abb. 6.3.6) und dieser Wert zudem in der Interpolation des Meßwertverlaufs einen Randwert bildet. Berechnete Druckwerte mit negativem Vorzeichen sind unplausibel.

Aus Abb. 6.4.8 wird noch einmal die Gegenüberstellung von berechnetem Druck zu realem Kammerdruck ersichtlich.

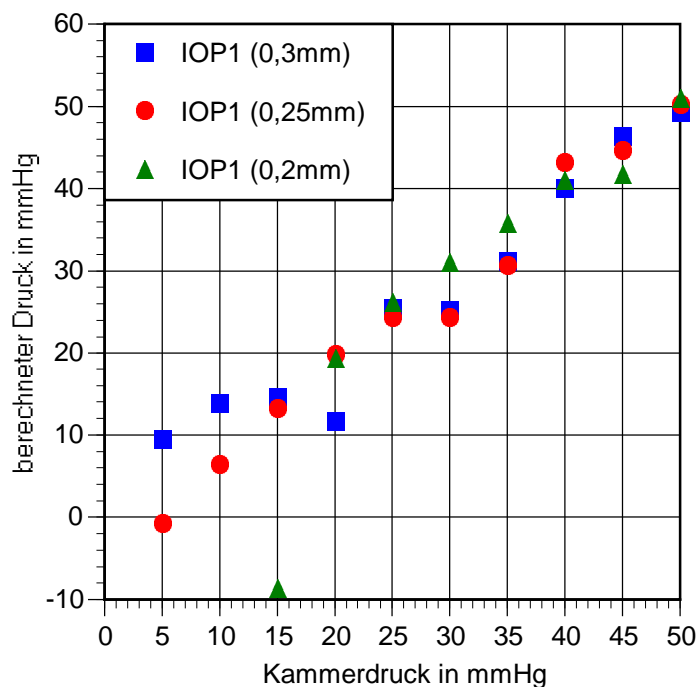


Abb.6.4.8: Gegenüberstellung von realem Kammerdruck zu berechnetem Kammerdruck

Die aus den Meßwerten berechneten Kammerdruckwerte liegen nahe der dem Idealfall entsprechenden Diagonale bzw. gedachten Gerade des Anstiegs 1. Für Kalotten der Dicke 0,3mm beträgt der Maximalwert des Betrages der Differenz von berechnetem zu realem Wert 9mmHg (bei 20mmHg Kammerdruck), für Kalotten der Dicke 0,25mm liegt dieser Wert bei 5mmHg (bei 5mmHg bzw. 30mmHg Kammerdruck), für Kalotten der Dicke 0,2mm beträgt er unter Vernachlässigung des bei 15mmHg liegenden Ausreißers 3mmHg (bei 45mmHg). Je dicker die Kalotten sind, desto größer werden die Abweichungen, was sich wiederum über die lineare Anpassung der Abhängigkeit der Schwingfrequenz vom Kammerdruck (Abb.6.4.5)

erklären läßt, die mit steigender Kalottendicke zu größeren Fehlern führt. Für sehr dünne Kalotten wird aus der gleichen Abbildung ersichtlich, daß die Anpassung gerade in niedrigen Kammerdruckbereichen Fehler nach sich zieht.

6.4.2.2. Auswertung der Messungen für Material 15

Im Analogie zu Material 16 wurden die Kalotten des wesentlich schersteiferen Materials 15 unter identischen Bedingungen untersucht. Die Darstellung des Verlaufes des Anstiegs und der Frequenz (als Gesamtmittelwerte aller 5 Kalotten einer Dicke) mit dem Kammerdruck führte zu den nachfolgenden Abbildungen.

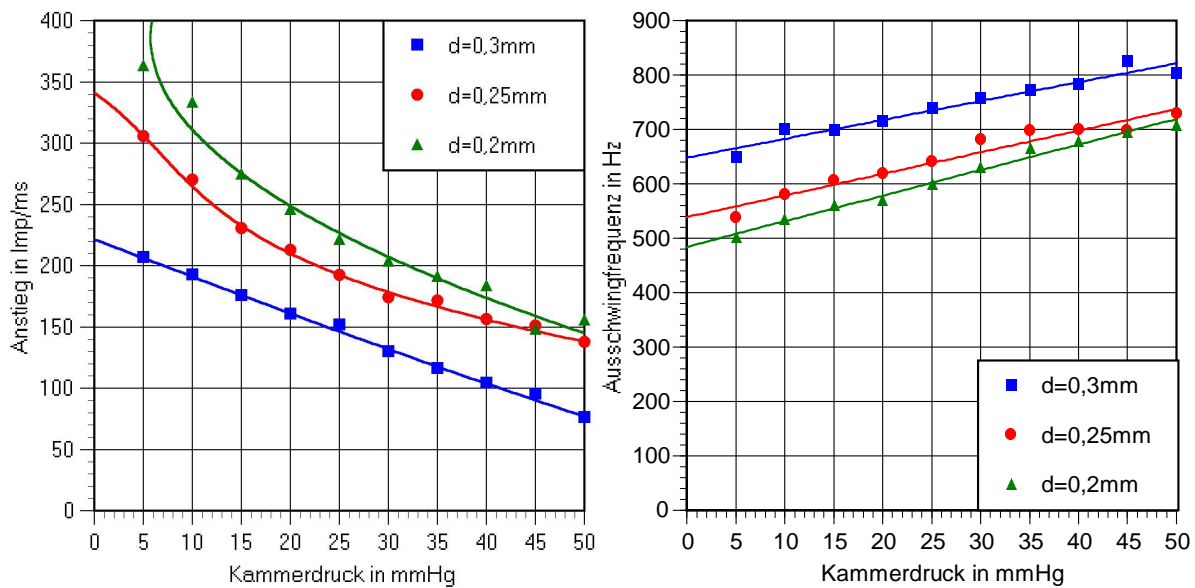


Abb.6.4.9 (analog Abb.6.3.16,6.3.17): Darstellung von Anstiegs- und Abklingfrequenzverlauf

Die Anpassung der Kurvenverläufe der Umkehrfunktionen, also von Kammerdruck und Anstieg bzw. von Kammerdruck und Ausschwingfrequenz, wurden als Polynom dritten Grades in der Form $IOP = a \cdot A^3 + b \cdot A^2 + c \cdot A + d$ bzw. linear in der Form $IOP = g \cdot F + h$ angesetzt. Die Koeffizienten a bis d, g und h sind dabei abhängig von der Kalottendicke und verhalten sich invers zu Material 16.

Die „Anstiegsgleichung“ ergibt sich damit zu

$$\begin{aligned}
 IOP = & [2,711297 \cdot 10^{-3} A^3 - 2,244496 A^2 + 567,3388 A - 4,665044 \cdot 10^{-4}] D^2 \\
 & + [-1,364045 \cdot 10^{-3} A^3 + 1,120143 A^2 - 282,2651 A + 2,294626 \cdot 10^4] D \\
 & + [1,643135 \cdot 10^{-4} A^3 - 1,334493 \cdot 10^{-1} A^2 + 33,16101 A - 2603,107]
 \end{aligned}$$

bzw.

$$IOP = \alpha \cdot D^2 + \beta \cdot D + \gamma \quad (\text{Gl.6.4.28}).$$

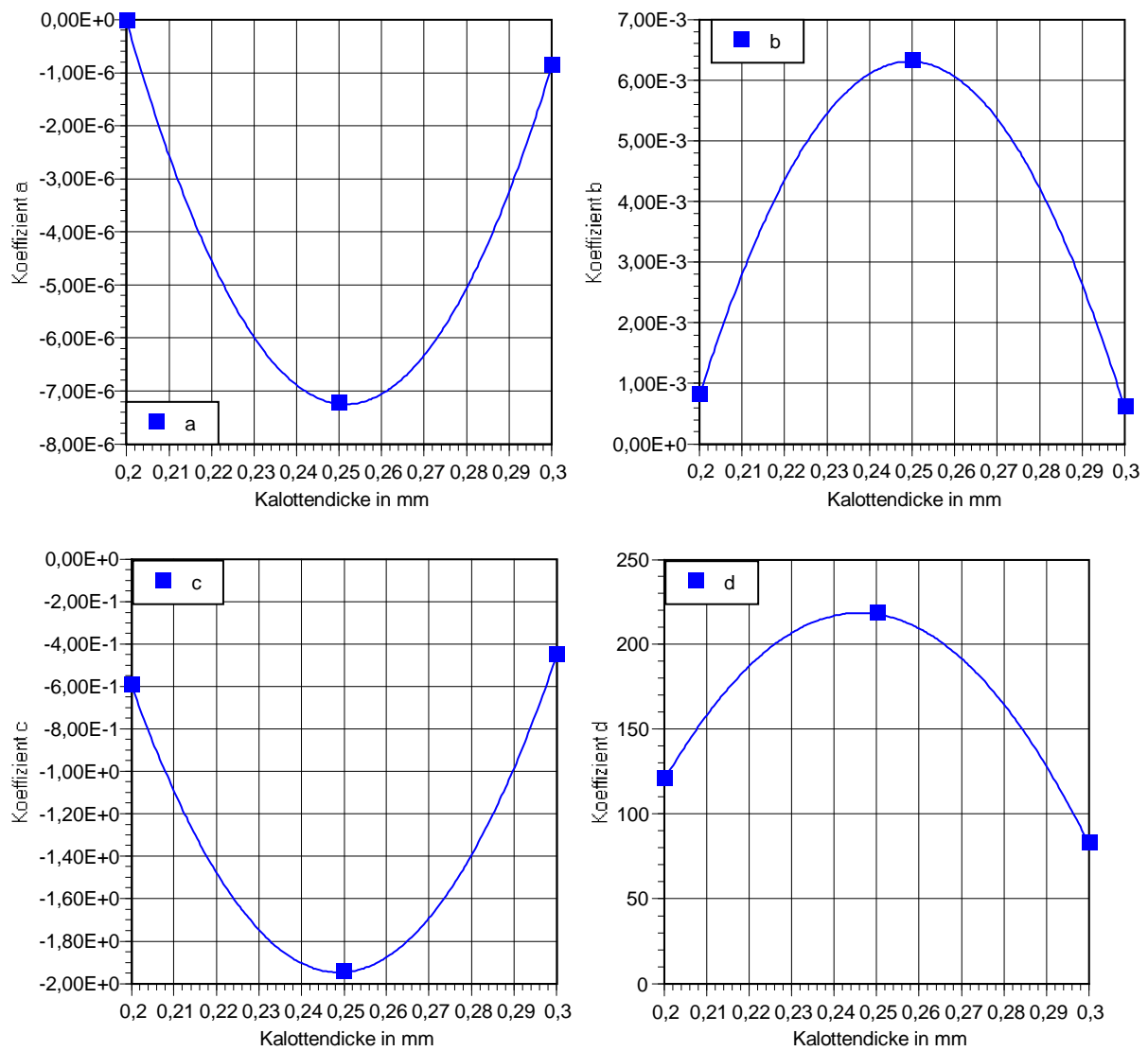


Abb.6.4.10: Koeffizienten der „Anstiegsgleichung“ in Abhängigkeit von der Kalottendicke

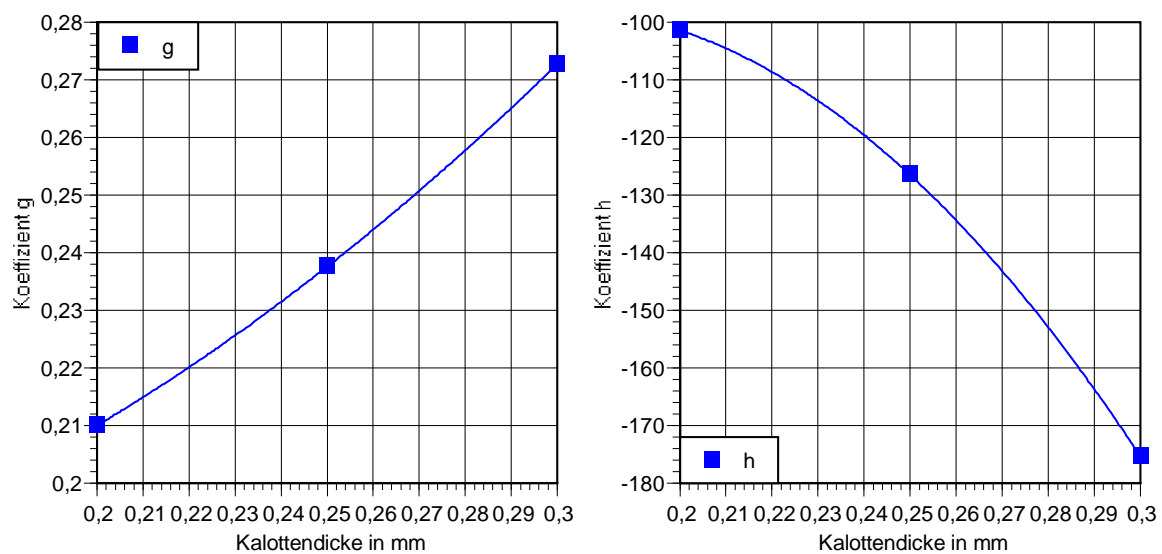


Abb.6.4.11: Koeffizientenverlauf der „Frequenzgleichung“ in Abhängigkeit von der Kalottendicke

Die Frequenzgleichung lautet unter Einsetzen der Koeffizientenverläufe

$$IOP = (1,51416 \cdot D^2 - 0,12945 \cdot D + 0,175309) \cdot F + (-4743,48D^2 + 1632,172D - 238,0519) \quad (\text{Gl.6.4.29}),$$

wobei sich durch Gleichsetzung eine quadratische Gleichung für D ergibt:

$$D^2 + \frac{(\beta + 0,12954F - 1632,14)D}{(\alpha - 1,51416F + 4743,48)} + \frac{(\gamma - 0,175309F + 238,0519)}{(\alpha - 1,51416F + 4743,48)} = 0 \quad (\text{Gl.6.4.30}).$$

Die Herleitung ist im Anhang dargelegt. Die daraus berechneten Werte für die Kalottendicke sind eher als theoretischer Rechenwert für die Korrektur des Einflusses der Dicke und nicht strenggenommen als die wahre geometrische Dicke zu verstehen. Auftretende negative Dickenwerte sind zu verwerfen. Hinsichtlich der Lösung der quadratischen Gleichung gilt die Lösung als geeignet, die in der Rückrechnung bzw. Probe zu durchgängig plausiblen Druckwerten führt, die in ihrer Tendenz mit zunehmendem Kammerdruck steigen. Die Berechnung der resultierenden (und plausiblen) Druckwerte aus der „Frequenzgleichung“ führt zu den Ergebnissen der Tabelle in Anhang 13, die in Abb.6.4.12 graphisch dargestellt sind. Als nahezu ideal kann die Übereinstimmung von Kammerdruck und berechnetem Druck für Kalotten der Dicke 0,2mm bezeichnet werden. Der Betrag der maximalen Differenz beträgt 5mmHg (bei 50mmHg Kammerdruck) und im übrigen Meßbereich 3mmHg. Für Kalotten der Dicke 0,25 und 0,3mm werden die Druckwerte zu hoch berechnet. Sie liegen für Kalotten der Dicke 0,25mm deutlich bis maximal 10mmHg über der idealisierten Diagonalen, noch höher mit bis zu 20mmHg Differenz verlaufen die berechneten Werte für Kalotten der Dicke 0,3mm. Die dafür in Frage kommenden Ursachen sind in den Mängeln der Regression der Koeffizientenverläufe über nur 3 Stützstellen der Dicke zu suchen sowie in der Anpassung der Verläufe von Anstieg und Verformung über dem Kammerdruck.

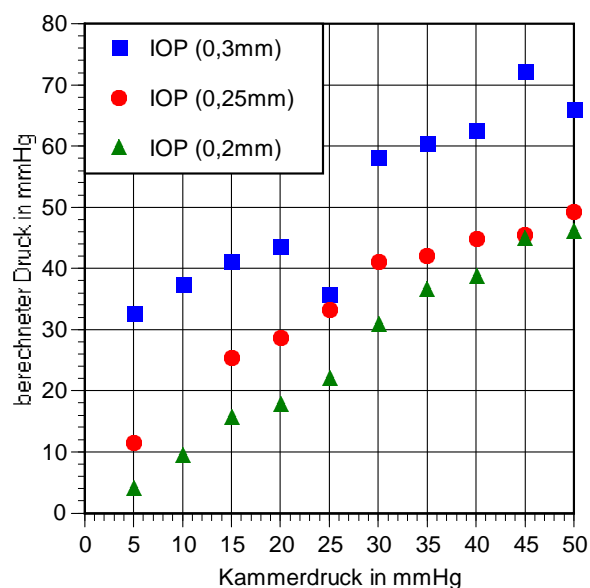


Abb.6.4.12: Gegenüberstellung von realem Kammerdruck und berechnetem Druck

6.4.3. Vergleichende Betrachtungen - Diskussion

Da die Aufstellung der Gleichungen zur Berechnung des Kammerdruckes auf den Meßwerten für Anstieg und Ausschwingfrequenz von nur 5 Kalotten je Dicke beruht, die sich als Mittelung ergeben, reflektieren die Diagramme der Abbildungen 6.4.8 für Material 16 und 6.4.12 für Material 15 nur rückgerechnete *Gesamtmittelwerte* über dem realen Kammerdruck. Von Interesse ist aber insbesondere in Anlehnung an die tonometrische Praxis, welche berechneten Kammerdruckwerte sich aus den Meßwerten für Anstieg und Frequenz für eine einzelne, bestimmte Kalotte der Serie ergeben, wobei üblicherweise mehrere *Einzelmeßwerte* gemittelt werden. Für Material 16 ergaben sich damit für die je 5 Kalotten einer Dicke die nachfolgenden Darstellungen. Jeweils 5 Wertepaare für Anstieg und Frequenz wurden aufgenommen. Für die Mittelwertbildung bieten sich 2 Möglichkeiten an. Unter der Bezeichnung „Mittelwert *.*“ wurden die gemessenen Wertepaare für Anstieg und Frequenz gemittelt und daraus der Druckwert berechnet. Die Bezeichnung „M-Mittel *.*“ stellt dagegen den Druckwert dar, der sich ergibt, wenn man die 5 einzelnen Wertepaare für Anstieg und Frequenz in 5 Druckwerte rückrechnet und diese dann mittelt. Deutlich ersichtlich werden die Schwankungen der Meßwerte der einzelnen Kalotten untereinander sowie die Ungenauigkeiten der Parameter der Gleichungen, bedingt durch die geringe Kalottenanzahl in lediglich 3 unterschiedlichen Dicken. Bestimmte Paarungen von Anstieg und Frequenz können deshalb zu negativen Werten führen, die zu verwerfen sind.

Ähnliche Beobachtungen waren bei der Rückrechnung der Druckwerte nach Gl.6.4.29 und 6.4.30 aus den Meßwerten für Anstieg und Frequenz beim schersteiferen Material 15 zu verzeichnen. Resultierend aus den ungenügenden Kurvenanpassungen der Verläufe von Kammerdruck und Schwingfrequenz führte die Rückrechnung für Kalotten der Dicke 0,3mm im gesamten Bereich zu weit überhöhten Druckwerten. Auch die Ausreißer fielen um ein Vielfaches stärker aus als bei Material 16. Die berechneten Werte sind in Anhang 14 dargelegt. Da dort hervorgehobenen Ausreißer zu verwerfenden sind und die Übersichtlichkeit erheblich beeinträchtigen, wurden sie in den nachfolgenden Diagrammen nicht mit dargestellt. Ergänzende Untersuchungen mit Kalotten weiterer Materialien waren nicht möglich.

Betrachtet man die errechneten Druckwerte der Tabellen in Anhang 14 und die Darstellung in Abb.6.4.13 (Material 16) sowie Abb.6.4.14 (Material 15), so wird ersichtlich, daß sich das Meßprinzip grundsätzlich zur Bestimmung des Kammerdruckes im Augenphantom unter Berücksichtigung der Korneadicke eignet, wenngleich auch nicht uneingeschränkt oder fehlerfrei. Haupteinflußgrößen bilden dabei die Kurvenanpassung der Mittelwertverläufe von Anstieg und Ausschwingfrequenz in Abhängigkeit vom Kammerdruck bzw. die Umkehrfunktionen dazu, aus denen der mathematische Formalismus hergeleitet wird, sowie die meßprinzip- und meßobjektbedingten Schwankungen der Einzelmeßwerte. Ersterer Aspekt führt bei Material 15 zu deutlich überhöhten Werten des berechneten Druckes für Kalotten der Dicke 0,3mm. Große Schwankungen der Kalotteneinzelmeßwerte und der Mittelwerte, mit denen rückgerechnet wird, äußern sich in den besonders bei Material 15 sichtbar werdenden „Ausreißern“, da der Formalismus aus Gesamtmittelwerten hergeleitet wird, die Rückrechnung jedoch mit Mittelwerten einzelner Kalotten erfolgt. Sie fallen bei Material 16 deutlich geringer aus.

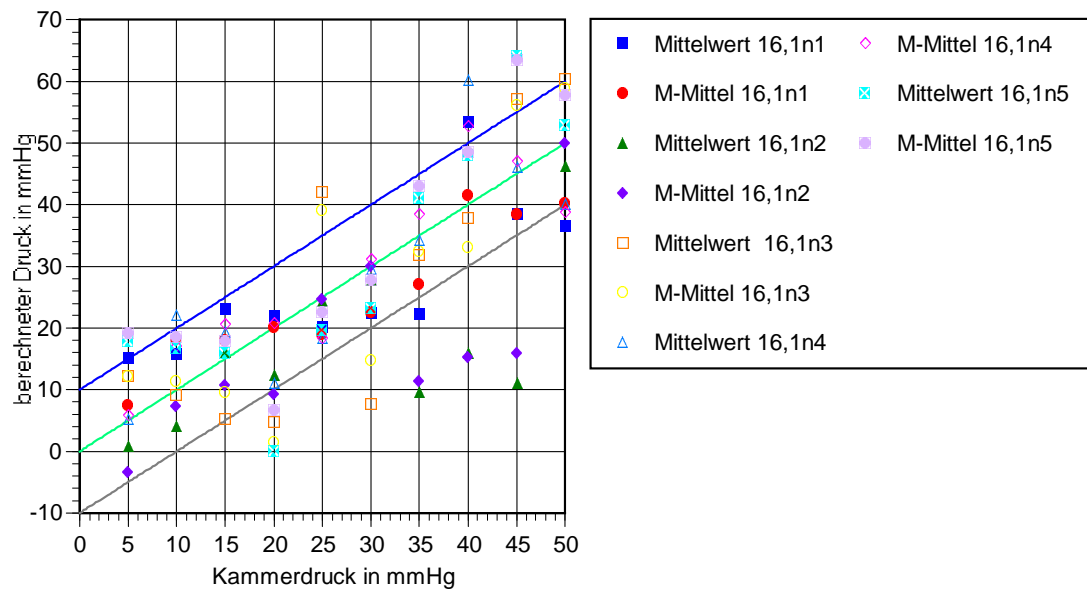


Abb.6.4.13a: Berechnete Druckwerte als Mittelwerte (siehe Text) für die einzelnen Kalotten des Materials 16 in der Dicke 0,3mm (angegeben sind die Diagonale bzw. Gerade des Anstiegs 1 als ideale Abhängigkeit sowie die +/-10mmHg-Grenzen)

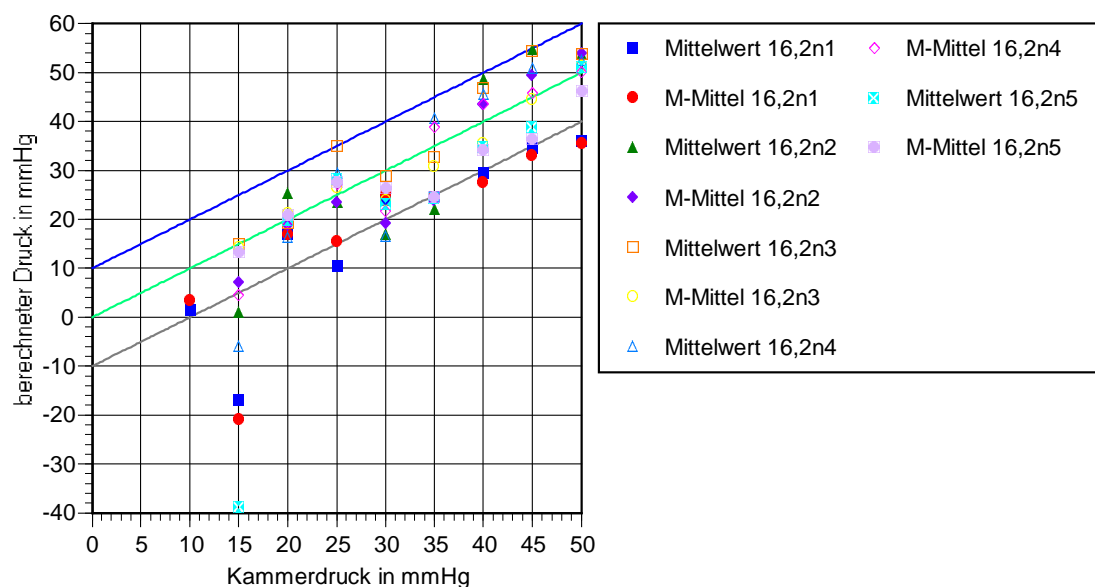


Abb.6.4.13b: Berechnete Druckwerte als Mittelwerte (siehe Text) für die einzelnen Kalotten des Materials 16 in der Dicke 0,25mm (angegeben sind die Diagonale bzw. Gerade des Anstiegs 1 als ideale Abhängigkeit sowie die +/-10mmHg-Grenzen)

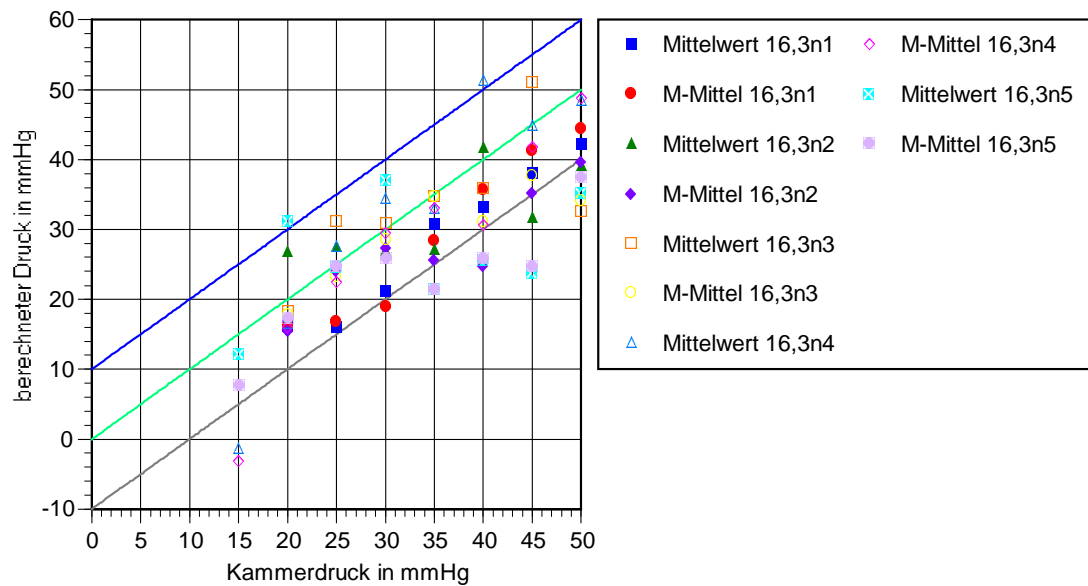


Abb.6.4.13c: Berechnete Druckwerte als Mittelwerte (siehe Text) für die einzelnen Kalotten des Materials 16 in der Dicke 0,2mm (angegeben sind die Diagonale bzw. Gerade des Anstiegs 1 als ideale Abhängigkeit sowie die +/-10mmHg-Grenzen)

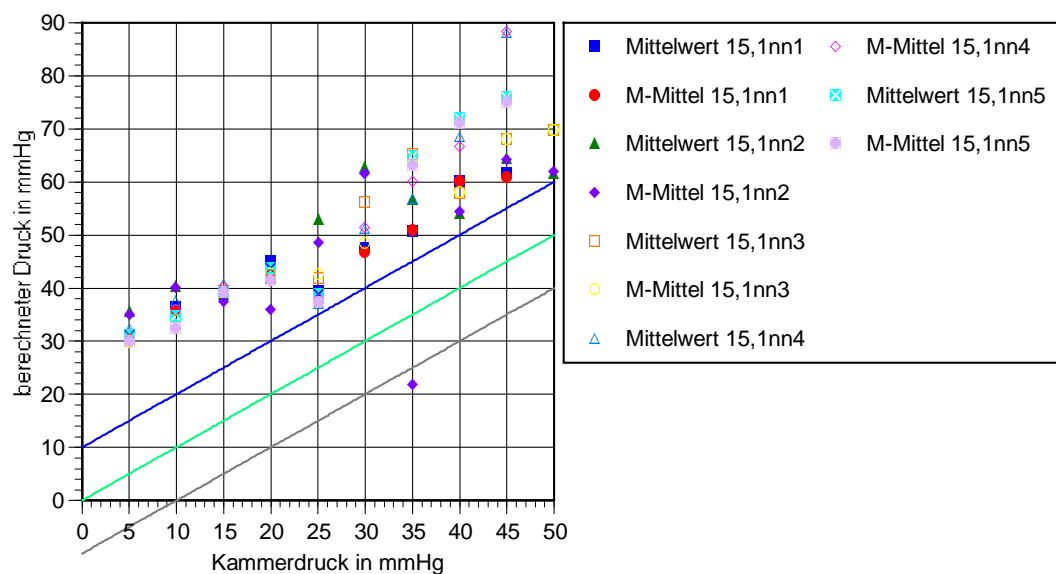


Abb.6.4.14a: Berechnete Druckwerte als Mittelwerte für die einzelnen Kalotten des Materials 15 in der Dicke 0,3mm (angegeben sind die Diagonale bzw. Gerade des Anstiegs 1 als ideale Abhängigkeit sowie die +/-10mmHg-Grenzen)

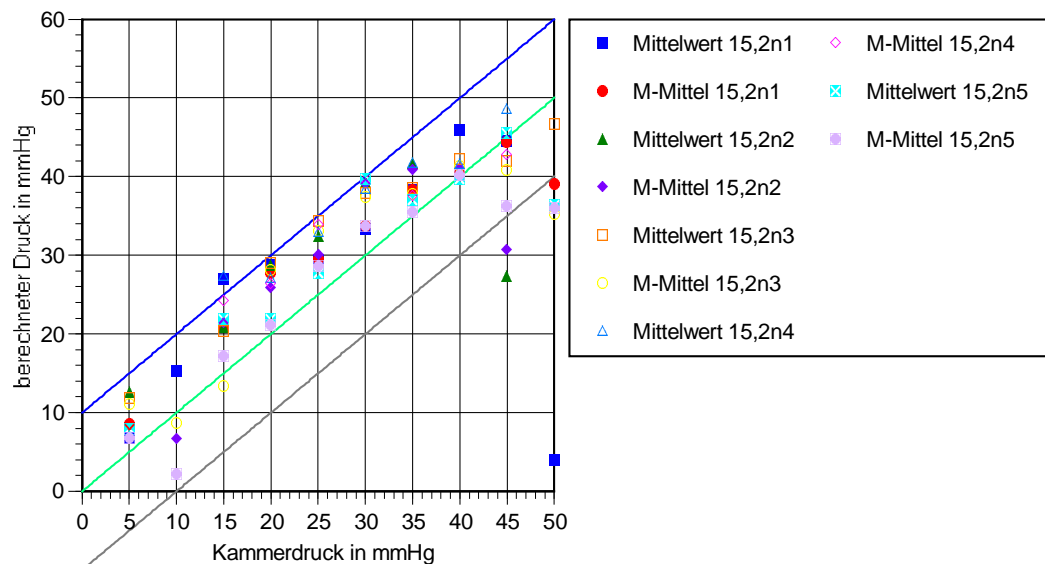


Abb.6.4.14b: Berechnete Druckwerte als Mittelwerte für die einzelnen Kalotten des Materials 15 in der Dicke 0,25mm (angegeben sind die Diagonale bzw. Gerade des Anstiegs 1 als ideale Abhängigkeit sowie die ± 10 mmHg-Grenzen)

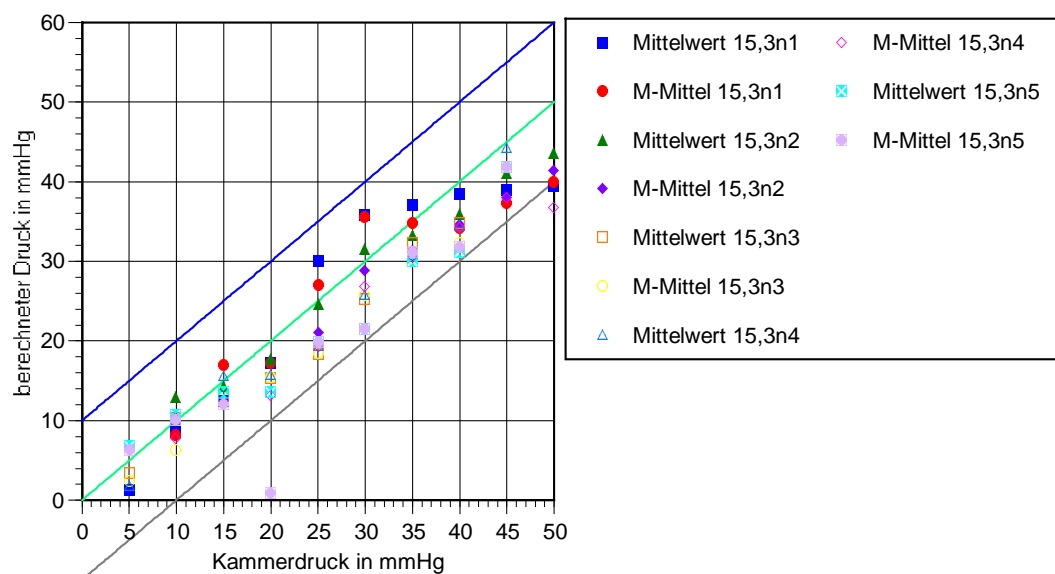


Abb.6.4.14c: Berechnete Druckwerte als Mittelwerte für die einzelnen Kalotten des Materials 15 in der Dicke 0,2mm (angegeben sind die Diagonale bzw. Gerade des Anstiegs 1 als ideale Abhängigkeit sowie die ± 10 mmHg-Grenzen)

Ein direkter Anschluß des Meßverfahrens an die DIN EN ISO8612 ist zunächst nicht möglich. Die ± 10 mmHg-Grenzen der genannten Abbildungen sind nur rein überblickshalber angegeben. Weder weist das Meßobjekt ein augenidentisches Verhalten auf, noch bietet sich die Möglichkeit des direkten Vergleichs mit einem Goldmann-Tonometer als Standard für die Referenzmessungen. Eine direkte Bestimmung des tatsächlichen Kammerdrucks bzw. Augendrucks ist in der Norm nicht vorgesehen. Referenzbetrachtungen zu Kapitel 4 und den dort erfolgten tonometrischen Messungen am Augenphantom wurden nicht vorgenommen. Aufgrund des zurückliegenden Zeitraumes von mehr als 12 Monaten war eine Materialalterung zu erwarten. Zudem führten die prinzipverschiedenen Tonometer des Kapitels 4 am Augenphantom bei identischem Kammerdruck zu unterschiedlichen Meßwerten, was am Auge

bzgl. der DIN und in der Praxis nicht der Fall ist. Eine Vergleichbarkeit der Tonometermeßwerte des Kap.4 und der Ergebnisse des aktuellen Kapitels ist damit nicht gegeben.

Um den Nachweis der Wirksamkeit der Dickenkorrektur durch Auswertung von Anstieg und Frequenz der Verformungsverläufe der Kalottenoberflächen zu treffen, wurde das Meßprinzip zur Gegenüberstellung in eine reine Anstiegs- und, wie in verschiedenen Quellen (z.B. [DRESCHER 2000], [PETTER]) schon vorgeschlagen, in eine separate Frequenzmessung ohne Berücksichtigung der Dicke der Kalotten zerlegt, sodaß je eine Möglichkeit der Berechnung des Kammerdrucks entweder aus dem Anstieg oder aus der Schwingfrequenz besteht. Dazu wurden die jeweiligen Meßwerte aller Kalotten bei einheitlichem Kammerdruck gemittelt und die Meßwertverläufe als Funktion des Kammerdrucks dargestellt, und zwar sowohl für Material 16 als auch für Material 15.

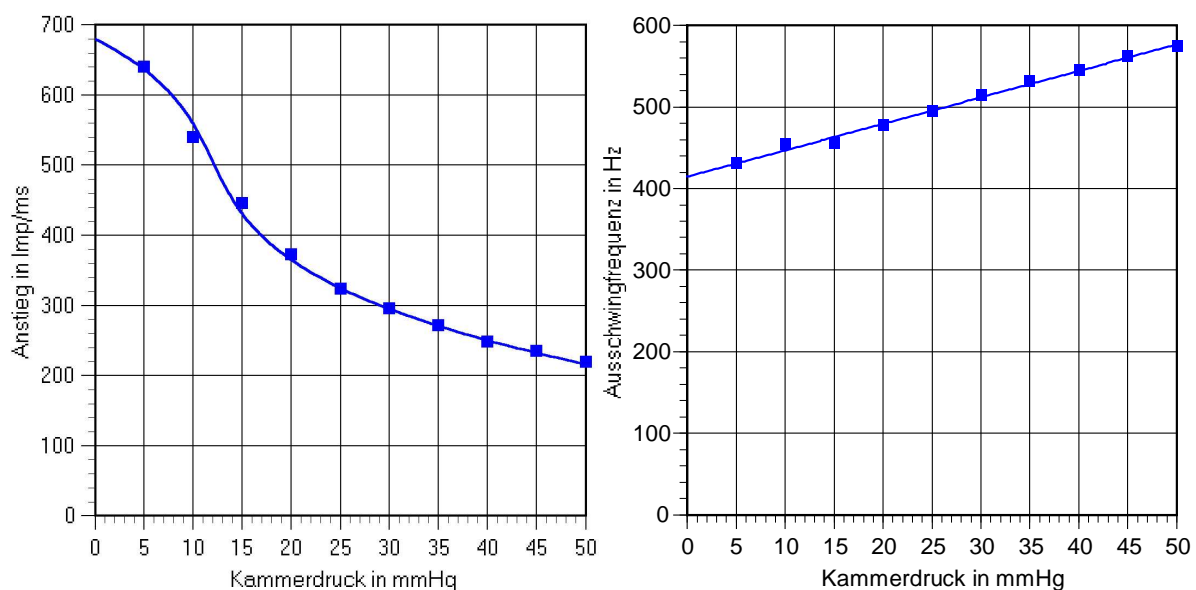


Abb.6.4.15: Gesamtverlauf von Anstieg (links) und Frequenz (rechts) über dem Kammerdruck als Gesamtmittel ohne Berücksichtigung der Kalottendicke (Material 16)

Für Material 16 folgt der Kammerdruck als Funktion des Anstiegs dabei der Gleichung

$$IOP = -1,151587 \cdot 10^{-6} A^3 + 1,749618 \cdot 10^{-3} A^2 - 0,919982 A + 178,7027 \quad (\text{Gl.6.4.31})$$

$(r_3^2 = 0,699; r_2^2 = 0,972; r_1^2 = 0,885; r_0^2 = 0,998)$

und der Kammerdruck als Funktion der Ausschwingfrequenz der Gleichung

$$IOP = 0,3062122 F - 126,7393 \quad (\text{Gl.6.4.32})$$

$(r^2 = 0,994)$

Legt man die gemittelten Meßwerte von Anstieg und Frequenz der einzelnen Kalotten (Anhang 15) zugrunde, steht damit für jede Ausgangsgröße jeweils eine zugehörige Gleichung zur Bestimmung des Kammerdruckes zur Verfügung. In der nachfolgenden Abb.6.4.16 wurden jeweils die sich aus dem Anstieg (Mittelwert aus 5 Meßwerten je Kalotte je Kammerdruckwert, gekennzeichnet mit „-A“) sowie aus der Frequenz (Mittelwert aus 5 Meßwerten je Kalotte je Kammerdruckwert, gekennzeichnet mit „-F“) ergebenden Werte dargestellt. Eingezeichnet

sind zusätzlich die Gerade der idealen Abhängigkeit als Diagonale und die $\pm 10\text{mmHg}$ -Grenzen.

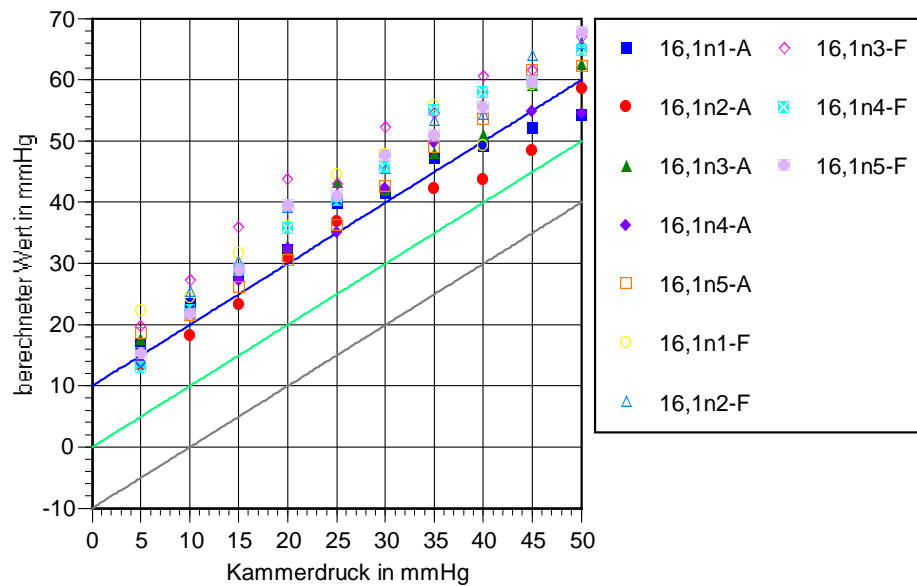


Abb.6.4.16a: Aus Anstieg und Frequenz jeweils separat berechneter Kammerdruck für Material 16 in der Dicke 0,3mm

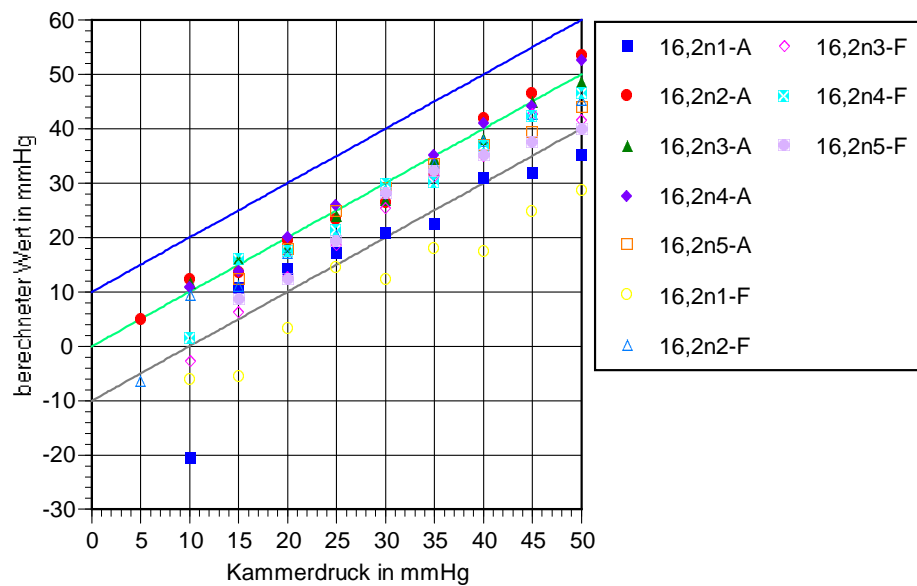


Abb.6.4.16b: Aus Anstieg und Frequenz jeweils separat berechneter Kammerdruck für Material 16 in der Dicke 0,25mm

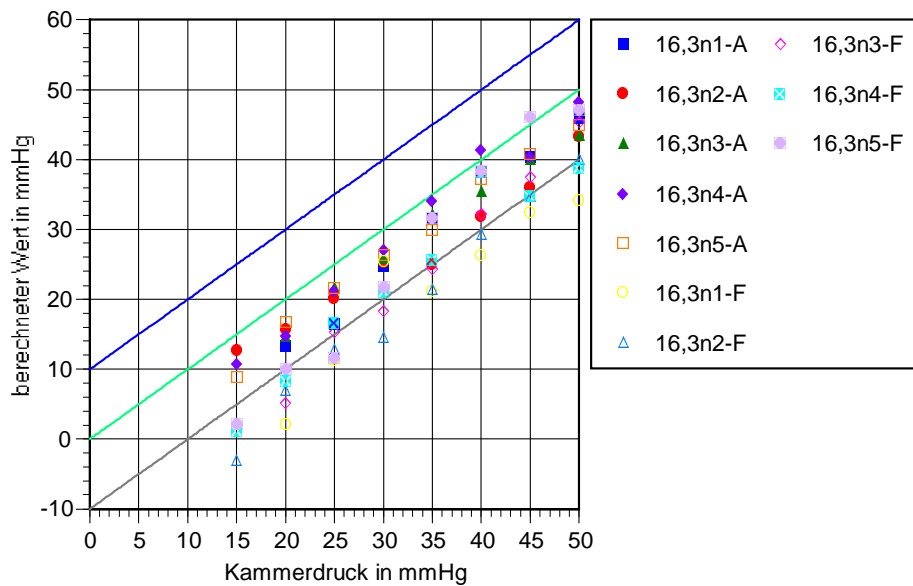


Abb.6.4.16c: Aus Anstieg und Frequenz jeweils separat berechneter Kammerdruck für Material 16 in der Dicke 0,2mm

Die gleichen Berechnungen erfolgten für Material 15. Ohne Berücksichtigung der Kalottendicke wurden je eingestelltem Kammerdruckwert die Meßwerte für Anstieg und Frequenz (Anhang 15) aller Kalotten gemittelt und der jeweilige Verlauf über dem Kammerdruck bzw. die Umkehrfunktion dazu bestimmt.

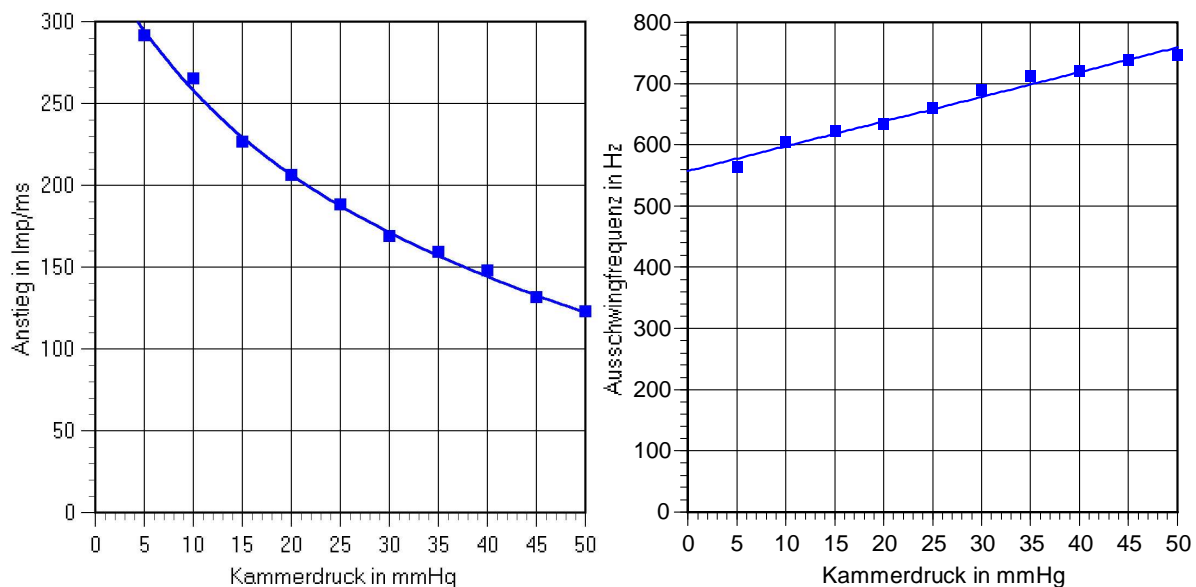


Abb.6.4.17: Gesamtverlauf von Anstieg (links) und Frequenz (rechts) über dem Kammerdruck als Gesamtmittel ohne Berücksichtigung der Kalottendicke (Material 15)

Man erhält für Material 15 die Gleichungen

$$IOP = -3,249296 \cdot 10^{-6} A^3 + 3,107317 \cdot 10^{-3} A^2 - 1,109127 A + 145,1426 \quad (Gl.6.4.33)$$

$$(r_3^2 = 0,828; r_2^2 = 0,898; r_1^2 = 0,957; r_0^2 = 0,997)$$

und

$$IOP = 0,2418336F - 134,1526$$

$$(r^2 = 0,979)$$

(Gl.6.4.34)

Abb.6.4.18 zeigt den aus den beiden Gleichungen berechneten Kammerdruck und seine Lage in Bezug auf die Gerade der idealen Abhängigkeit (Diagonale) sowie die $\pm 10\text{mmHg}$ -Grenzen. Die berechneten Werte sind in Anhang 16 dargelegt.

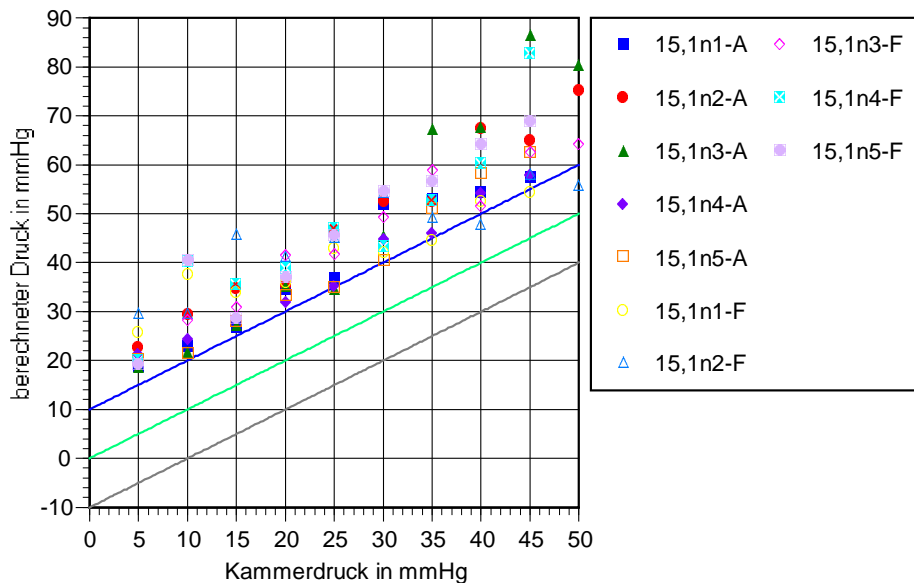


Abb.6.4.18a: Aus Anstieg und Frequenz jeweils separat berechneter Kammerdruck für Material 15 (Kalotten der Dicke 0,3mm)

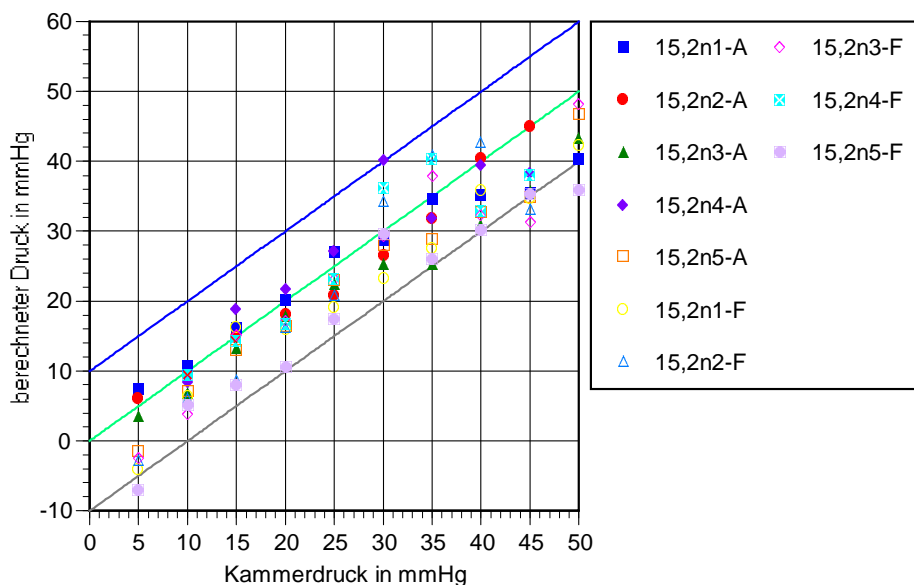


Abb.6.4.18b: Aus Anstieg und Frequenz jeweils separat berechneter Kammerdruck für Material 15 (Kalotten der Dicke 0,25mm)

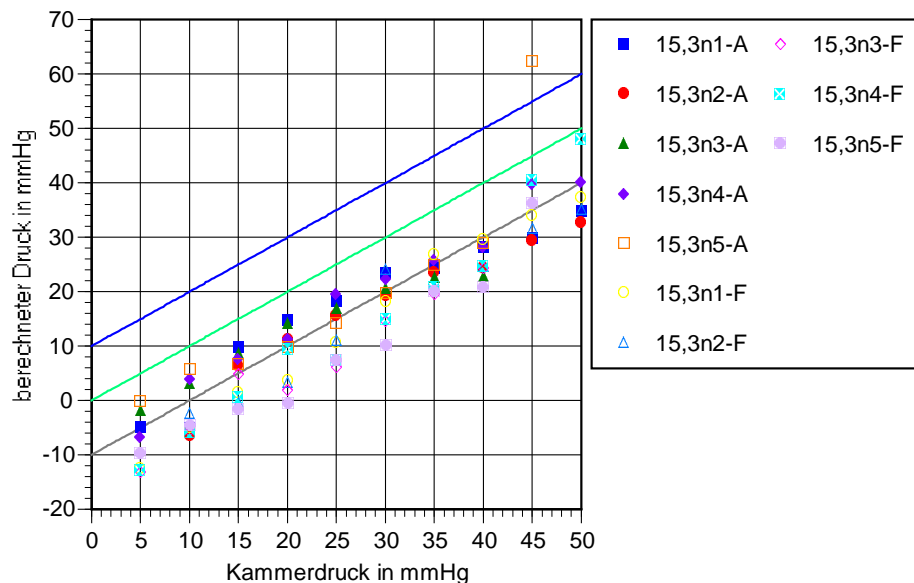


Abb.6.4.18c: Aus Anstieg und Frequenz jeweils separat berechneter Kammerdruck für Material 15 (Kalotten der Dicke 0,2mm)

Da die Ausgangswerte zur Aufstellung der Gleichungen 6.4.33 und 6.4.34 über alle Dicken gemittelt wurden, werden bei der Rückrechnung mit den Mittelwerten einzelner Kalotten bei hoher Kalottendicke erwartungsgemäß die Kammerdruckwerte sowohl bei Material 16 als auch bei Material 15 (0,3mm) überschätzt, während sie bei niedriger Kalottendicke (0,2mm) unterschätzt werden. Die Werte für die Dicke 0,25mm sind dazwischen angesiedelt. Bedingt durch den gegenüber Kap. 6.4.2 stark vereinfachten Formalismus zur Aufstellung Gleichungen entfallen die Schwankungen der berechneten Werte, wie sie in den Tabellen in Anhang 14 und in den Abb. 6.4.13 und 6.4.14 ersichtlich sind.

Vergleicht man für Material 16 die Abb.6.4.13 mit Abb.6.4.16, so wird ersichtlich, daß zumindest für Kalottendicken von 0,3mm die ohne Einbeziehung der Kalottendicke überschätzten berechneten Druckwerte von der erweiterten Berechnung weitgehend in den ± 10 mmHg-Bereich um die Gerade der idealen Abhängigkeit mit dem Anstieg=1 verlagert werden. Bei einer Kalottendicke von 0,25mm und 0,2mm ist der Einfluß nur gering, beruhend darauf, daß die Verläufe von Anstieg und Frequenz für diese beiden Dicken (Abb.6.4.19) sehr eng benachbart sind, und wird durch die Schwankungen der berechneten Werte des erweiterten Formalismus überdeckt.

Für Material 15 zeigt der Vergleich von Abb.6.4.14 mit Abb.6.4.18, daß die ohne Einbeziehung der Kalottendicke zu niedrig berechneten Druckwerte für Kalotten der Dicke 0,2mm in den ± 10 mmHg-Bereich um die Gerade der idealen Abhängigkeit (Diagonale) angehoben werden, wohingegen die Berechnung für die mittig gelegene Dicke von 0,25mm weitgehend ohne Einfluß ist. Dieser ist auch für eine Kalottendicke von 0,3mm nicht mehr nachweislich zu beobachten.

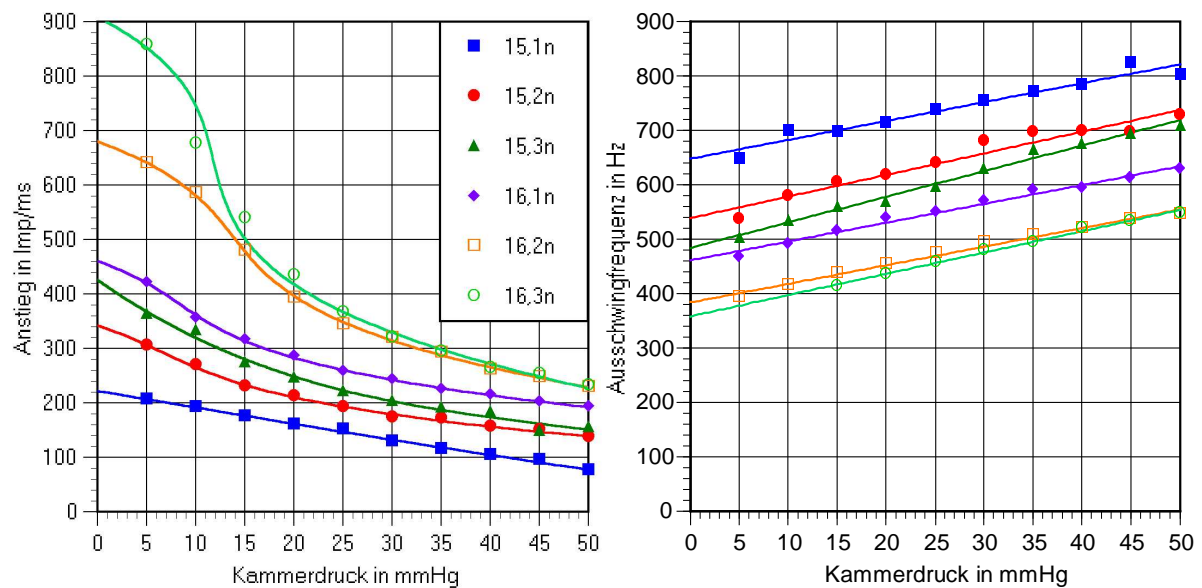


Abb.6.4.19: Gegenüberstellung von Anstiegsverlauf und Ausschwingfrequenz über dem Kammerdruck von Material 15 und 16

Abschließend wurde alternativ ein weiterer Ansatz untersucht. Er beruht einem Vergleich der ohne Dickenkorrektur einerseits aus dem Anstieg und andererseits aus der Frequenz bestimmten Kammerdruckwerte. Dazu wurde aus beiden Werten die Differenz $IOP(A)-IOP(F)$ gebildet unter der Fragestellung, ob das Ergebnis dickenabhängig ist. Die Werte und ihre grafische Darstellung sind in Anhang 17 dargelegt. Sie schwanken sehr stark. Lediglich bei Material 16 ist für alle Kalotten zu beobachten, daß diese Differenz bei einer Dicke von 0,3mm überwiegend negativ ausfällt, wohingegen für Kalottendicken von 0,25mm und 0,2mm positive Werte überwiegen. Für Material 15 trifft diese Beobachtung aufgrund der Schwankungen nur für einzelne Kalotten zu (15,1n5; 15,2n5; 15,3n5). Es muß daraus geschlußfolgert werden, daß dieser Ansatz keine eindeutige Aussage über den Einfluß der Dicke zuläßt.

6.5. Zusammenfassung der Ergebnisse

Das in diesem Kapitel an einem Augenphantom untersuchte Meßverfahren, den Augendruck bzw. den Kammerdruck eines Phantoms unter Berücksichtigung der Einwirkung der Dicke der angetasteten Oberfläche aus dem zeitlichen Verlauf der Verformung zu ermitteln, hat sich als prinzipiell geeignet erwiesen. Die Möglichkeiten einer umfangreicheren Untersuchung waren jedoch wegen des Zeitaufwandes der Messungen und der Materialvielfalt eingeschränkt.

Die Arbeiten blieben somit letztendlich auf 2 Materialien unterschiedlichen Schermoduls, die zu Kalotten in lediglich 3 Dicken geformt werden konnten, beschränkt. Innerhalb einer Dicke wurden jeweils 5 Kalotten angefertigt. Die Verarbeitungszeit bis zur Einbringung in die Matrize schwankte zwischen 20s und 50s. Gearbeitet wurde bei Raumtemperatur (20°C), wobei anzumerken ist, daß die Vernetzungszeit bei 37°C zwischen 2 und 4 Minuten liegt. Vom aktuellen Stand der Erkenntnis aus muß davon ausgegangen werden, daß durch eine einheitliche Anmischzeitdauer und Umgebungstemperatur der Vernetzungszustand des Ausgangsmaterials vor der Formgebung konstantgehalten werden muß, um die Schwankungen im mechanischen Verhalten der Kalotten untereinander durch bereits begonnene Vernetzungen zu minimieren.

Kritisch bleibt ebenfalls die Aufgabe, eine in ihrem Druck-Zeitverlauf reproduzierbare Druckwirkung auf die Meßoberfläche aufzubringen. Ultraschallsysteme zur Strahlungsdruckapplikation haben entscheidende Vorteile in ihrem Schaltverhalten und der physiologischen Empfindung, jedoch wird die Einkopplung von höheren Ultraschalleistungen in Luft und ihre meßtechnische Erfassung technologisch noch nicht beherrscht. Die erreichten Verformungsamplituden der Meßoberflächen lagen somit etwa 2 Dekaden unter den angestrebten Werten.

Pneumatische Systeme unterliegen im Schaltverhalten den Schwankungen der eingesetzten Komponenten sowie den nur schwer erfaßbaren, wechselnden Vorgängen bei der Luftstrahlerzeugung (Mikrowirbel, überlagerte Schwingungen). Diese Einflüsse meßtechnisch zu erfassen und einzuschätzen war nicht möglich, was sich ebenfalls deutlich in den Standardabweichungen bzw. Streuungen der Meßergebnisse niederschlägt.

Zur Messung der Oberflächenverformung wurde ein polarisationsoptisches Laserinterferometer in Verbindung mit entsprechender Software verwendet. Diese wurde als externe Leistung auf die Meßaufgabe zugeschnitten zur Verfügung gestellt. Sie erlaubte die Auslösung des Meßvorganges, das Einlesen der Werte für den zeitlichen Verformungsverlauf, eine einfache grafische Darstellung und die automatische oder manuelle Bestimmung des Anstiegs der Verformung über die Ermittlung von Anfangs- und Endwert und der Ausschwingfrequenz über die Auszählung von Perioden nach der Druckabschaltung.

Das Interferometer erwies sich dabei als sehr empfindlich gegen Verkippen der Meßoberflächen, die z.B. durch (zeitliche oder absolute) Unsymmetrien der beiden überlagerten Freiluftstrahlen des pneumatischen Systems sporadisch auftreten können. Derartige Fehlmessungen waren jedoch im wiedergegebenen Verformungsverlauf erkennbar, sodaß die Ergebnisse verworfen und die Messungen wiederholt wurden. Weitaus anfälliger für Oberwellen und Störungen im Schwingungsverlauf war die Software für die automatische Frequenzbestimmung. Hier ist anzunehmen, daß durch eine Erhöhung der Anzahl der ausgezählten Perioden oder durch Anwendung von Transformationsroutinen die Standardabweichung der Frequenzwerte deutlich verringert werden kann. Zum Zeitpunkt der Arbeiten hätte dies die Untersuchung ganzer Serien von Verformungsverläufen erfordert und war aus Zeit- und Kapazitätsgründen nicht möglich.

Die entwickelte Berechnung des Kammerdruckes aus Anstieg und Ausschwingfrequenz erlaubt für das schernachgiebigste Material 16 eine Korrektur der bei reiner Schwingungs- oder Anstiegsmessung überschätzten Druckwerte für Kalotten der größten Dicke. Für das schersteifere Material 15 tritt die Korrektur für Kalotten der geringsten Dicke (0,2mm) in Erscheinung, bei denen der eingestellte Kammerdruck unterschätzt werden würde. Der Formalismus erweist sich jedoch sehr anfällig für Schwankungen bzw. Streuungen der Ausgangswerte unter identischen Meßbedingungen. Eine bessere formelmäßige Anpassung der Koeffizientenverläufe der Anstiegs- und Frequenzdarstellungen läßt sich durch feinere Abstufungen der Kalottendicke erwarten. Hier waren die Möglichkeiten jedoch wegen der als Preßwerkzeug verwendeten Präzisionsstahlkugeln, die nur mit einer Abstufung der Radien von 0,05mm verfügbar waren, auf drei Dicken beschränkt.

Die Rückrechnung der aufgenommenen Meßwerte der Einzelkalotten für Anstieg der Verformung und Ausschwingfrequenz der Oberfläche führt zu Schwankungen der Ergebnisse, die die ± 5 mmHg-Grenzen, die in der zugehörigen DIN für ein Tonometer zugelassen werden, stellenweise erheblich überschreiten.

Ohne Kenntnis typischer Verformungs-Zeit-Verläufe für das Auge in vivo sind zunächst keine Aussagen möglich, ob dieses Meßprinzip am menschlichen Auge angewendet und sein Formalismus übertragen werden kann. Dafür wären zukünftige Messungen in vitro und in vivo erforderlich.

7. Messungen in vitro und in vivo - ein Ausblick

Alle vorangegangenen Untersuchungen des Meßprinzips zur Ermittlung des Innendrucks eines Auges wurden an einem mechanischen Augenphantom vorgenommen. Bei der Nachbildung des mechanischen Verhaltens wurde allein vom Schermodul der in Korneaform vorliegenden Meßoberfläche ausgegangen. Die biomechanischen Verhältnisse am Auge sind jedoch als wesentlich komplexer einzuschätzen. Insbesondere kann von einer stärkeren Bedämpfung des Systems ausgegangen werden. Kenntnisse darüber können deshalb nur umfangreiche Untersuchungen in vitro (bevorzugt Schweineaugen), gefolgt von in-vivo-Messungen an Probanden, gewonnen werden. Hinsichtlich der Übertragbarkeit der Ergebnisse von Messungen an tierischen Präparaten auf den Menschen bestehen grundsätzliche Probleme.

7.1 Aspekte der In-vitro-Messungen

Für in-vitro-Untersuchungen eignen sich bevorzugt Schweineaugen, wenngleich kaum Untersuchungen zu ihrer Biomechanik vorliegen. Sie sind in der Handhabung als Meßobjekt unter Beachtung nachfolgender Anmerkungen unkritisch, in einem Träger fixierbar und durch Punktion in ihrem Innendruck einstellbar. Die Ausrichtung bzw. Positionierung des Meßkopfes des LIT ist einfach. Hinzu kommt die Möglichkeit der Referenzmessung mit einem Tonometer (möglichst aus dem veterinärmedizinischen Einsatz, da die Geometrie des Schweineauges von der des Menschen abweicht, also die Kalibration ebenso abweicht). Beachtet werden muß unbedingt der rasche Verfall des biologischen Objektes und die Abhängigkeit des biomechanischen Verhaltens vom post-mortem-Intervall, da nach der Entnahme des Auges und in Abhängigkeit von den Umgebungsbedingungen die Pumpfunktion des Endothels der Kornea rasch zusammenbricht.

Aufgrund dieser Tatsache diente die im Rahmen der Arbeiten erfolgte und in [LEMKE] beschriebene Antastung zweier enukleierter Schweineaugen eher dem Nachweis der Funktionsfähigkeit des Laserinterferometers unter quasiphysiologischen Bedingungen als der Aufnahme von Verformungskurven. Die für die notwendige Bestimmung der Korneadicke erforderliche Technik lag nicht vor. Aussagen über den Schermodul der Kornea sowie ihren Quellzustand und das post-mortem-Intervall waren nicht verfügbar.

Da im Gegensatz zum Augenphantom die Dicke der Kornea beim Schweineauge vorgegeben ist, sind entsprechend viele Augen mit in Klassen eingeteilten Korneadicken zu untersuchen. Dabei sind das post-mortem-Intervall zum Zeitpunkt der Messung wegen seines starken Einflusses auf die Biomechanik der Kornea und die Gesamtdauer der Messung selbst von Auge zu Auge konstant zu halten, was die Untersuchungen sehr aufwendig gestalten dürfte. Die Korneadicke ist vor Beginn und nach Abschluß der Messungen zu erfassen, da anzunehmen ist, daß bei Erhöhung des Augendruckes aufgrund der abfallenden Pumpwirkung des Zellverbandes Wasser in die Struktur der Kornea einströmt und zur Quellung führt.

7.2. Aspekte der In-vivo-Messungen

Bislang wurde nur an statischen, fixierten Objekten gemessen. Ein Einsatz des Verfahrens am Patientenauge setzt trivialerweise voraus, daß es unter den dortigen Gegebenheiten überhaupt funktionsfähig in technischer Sicht bzw. einsetzbar hinsichtlich der psychologischen und physiologischen Patientenbelastung ist. Erschwert werden die Messungen hier maßgeblich

durch die Physiologie des Sehens (Augenbewegungen und Blendempfinden) und die Kooperationsbereitschaft des lebenden Objekts. Aufgrund der nur als gering einzuschätzenden mechanischen Belastungen des Auges sind unmittelbar *nach* oder in größerem zeitlichen Anstand *vor* jeder Messung die Korneadicke und der IOP mit einem Referenztonometer zu bestimmen. Für die Einteilung in Dickenklassen gilt das bereits zu Schweineaugen Gesagte. Die notwendige Positionierung des Meßkopfes des LIT ist durch die Kopf- und Augenbewegungen des Patienten erschwert. Nur kurz betrachtet werden sollen einzelne Komponenten des Systems bzgl. ihrer Anwendung.

Für die Erzeugung einer äußeren, zeitlich reproduzierbar verlaufenden Druckeinwirkung auf das Meßobjekt hat sich der Einsatz eines proportionalventilgesteuerten Luftimpulses aus 2 seitlichen Einzeldüsen (Schnittpunkt der Düsenachsen und Überlagerung der Einzelströmungen im Zielpunkt) mit zeitlich-linearem Anstieg des Staudrucks als geeignet erwiesen. Zur Abschaltung des Druckes kommt dabei eine Schwenkblende vor den Düsenöffnungen zum Einsatz. Dieses Prinzip setzt jedoch die absolute Symmetrie hinsichtlich des Amplituden-Zeitverlaufs der beiden Teilluftströme voraus. Anderenfalls treten Oberflächenverkipnungen auf, die die Meßwerterfassung unmöglich machen. Die Reproduzierbarkeit des Luftimpulses wird zudem von den Parameterschwankungen im Ansprechverhalten der Komponenten (Druckspeicher, elektromechanische Schwenkblende, elektropneumatisches Proportionalventil, Ansteuerelektronik) und der Strömungsbildung beeinflusst. In unregelmäßigen Abständen registrierbare Pfeifgeräusche nach dem Auslösen deuten dabei auf die Ausbildung akustischer Schwingungen im Luftimpuls hin, die sich dem Staudruck überlagern. Minimieren lassen sich diese Effekte durch eine geeignete Gestaltung der Ausströmöffnungen.

Nicht mehr im Rahmen dieser Arbeiten untersucht werden konnte die Überlegung eines Düsenkopfes, bestehend aus einer einzigen Ringdüse, auf deren zentraler, freier Achse der Laserstrahl des Meßsystems geführt wird und die durch eine Iris- oder Katzenaugenblende druckseitig abgeschaltet wird. Meßsystem und Verformungswirkung lägen damit auf ein und derselben Achse, was mögliche Unsymmetrien kombinierter Einzeldüsen eliminieren würde.

Die Oberflächenverformung mittels Luftimpuls kann allgemein als beherrschter Stand der Technik angesehen werden und hat sich in der in dieser Arbeit entwickelten Konfiguration bewährt, wobei der Düsenkopf und der Meßkopf des Interferometers zu einer Einheit gekoppelt werden. Aus Sicht des Patienten wird das Auftreffen des Luftimpulses auf dem Auge aber als recht unangenehm empfunden, Luft kann unter die Augenlider geblasen werden, der Tränenfilm zerstäubt je nach maximaler Amplitude und kann im Auftreffpunkt aufreißen. Dies erschwert in diesem Moment ganz maßgeblich die Antastung mit dem Laserinterferometer. Die entwickelte Anordnung arbeitet mit linearem Anstieg des Staudrucks und geringerer Geschwindigkeit des Luftstromes gegenüber konventionellen NCT, was deren negative Auswirkungen verringert.

Neue Wege eröffnen sich hier durch den Einsatz von Ultraschall-Strahlungsdruckapplikatoren, die allerdings eine geeignete Anpassung der Endstufe an den Transducer und der abstrahlenden Oberfläche an die Schalleinkopplung in Luft erfahren müssen. Im Gegensatz zum Luftimpulsapplikator gestatten die wenigen, rein elektronisch steuerbaren Baugruppen eine hohe Konstanz der Parameter bei wiederholter Applikation. Die Druckapplikation erfolgt dabei für den Patienten unhörbar und ohne die Bindung an einen Fluidstrom und vermeidet dabei die eben beschriebenen Nachteile.

Bei der Anwendung des tonometrischen Versuchsaufbaus am Auge eines Patienten oder Probanden muß berücksichtigt werden, daß dieses in ständiger Bewegung ist, auch wenn der Patient zu fixieren versucht. In dieser Hinsicht muß das laserinterferometrische Meßsystem als

das störungsempfindlichste Glied des Meßkopfes angesehen werden. Erschwerend kommt hinzu, daß selbst bei den zulässigen, sehr geringen Laserleistungen die Helligkeit äußerst unangenehm erscheint, was für eine Umstellung des Interferometers auf den Nahinfrarotbereich spricht.

Zunächst ist die Funktionsfähigkeit des Systems bei Fixation zu untersuchen. Es ist zu erwarten, daß eine Nachführung des Meßkopfes nach der aktuellen Blickrichtung oder aber zumindest eine Fixationskontrolle erforderlich sein wird. Dieser Schwerpunkt war als Teilprojekt ausgegliedert. Vereinbarte Arbeiten der Projektpartner zu dieser Problemstellung wurden jedoch nicht abgeschlossen und ein Versuchsaufbau bis zum Projektende nicht geliefert.

Entscheidend für die gesicherte Messung ist die senkrechte Antastung der Kornea. Um die symmetrische Verformung der Kornea bzgl. des Korneoskleralüberganges zu gewährleisten, müßte idealerweise stets der Korneapol senkrecht angetastet werden. Dies erfordert jedoch eine zweidimensionale Schwenkbewegung des gesamten Meßkopfes in sehr kurzer Zeit, die technisch nicht realisierbar ist. Vereinfachend würde sich bei kleinen Blickwinkelabweichungen im Sinne einer Fixationsunterstützung die alleinige Nachführung des Laserstrahls derart anbieten, daß er stets senkrecht auf die Oberfläche trifft. Inwiefern kleinere Abweichungen des Auftreffpunktes des Luftimpulses vom Korneapol tolerierbar sind, wäre noch zu untersuchen.

Zu empfehlen wäre die gesamte Abänderung der Verformungs- und Meßvorrichtung hin zu einer robusten, kippinvarianten Ausführung. Ein Laserinterferometer nach diesem Prinzip käme dann jedoch nicht mehr in Frage. Hier würde sich der Einsatz von Laservibrometern anbieten, die kippinvariant und auch an schlecht reflektierenden oder unregelmäßigen Oberflächen einsatzfähig sind. Die Frage der Lasersicherheit wäre dann neu zu untersuchen. Eleganter wäre jedoch der Einsatz von Ultraschall-Interferometern mit hardwaregesteigerter Auflösung im Mikrometerbereich direkt in Kombination mit einer Ultraschall-Strahlungsdruckapplikation.

7.3 Zusammenfassung

Das in der vorliegenden Arbeit beschriebene Verfahren zur Bestimmung des Augeninnendrucks hat sich als geeignet erwiesen. Vor den Untersuchungen wurde als Hilfsmittel und Ersatz für ein lebendes Meßobjekt ein Augenphantom unter der Vorgabe der Nachbildung des mechanischen Verhaltens eines realen Auges entwickelt. Kernstück bildet dabei die in korneaähnlicher Geometrie gefertigte flexible Kalotte, die sich auf einem kammerartigen Träger befindet und rückseitig mit Druck beaufschlagt wird. Zunächst galt es, in ihren mechanischen Eigenschaften geeignete Kunststoffe zu finden. Grundlage für die Auswahl bildete der Schermodul der Kornea (ungefähr 100kPa). Zum Einsatz gelangten letztendlich additionsvernetzende Silikonmassen im Schermodulbereich von 300-800kPa, aus denen Kalotte in der geforderten Geometrie gefertigt wurden. Schernachgiebigere Materialien waren nicht beschaffbar, zudem dürfte im Gegensatz zur komplexen Struktur der Kornea eine Formkonstanz bei derart niedrigem Schermodul nicht möglich sein. Eine tränenfilmäquivalente Benetzung der Oberfläche des Augenphantoms konnte nicht erreicht werden. Vergleichsmessungen zur Erprobung mit einem Goldmann-Appplanationstonometer schieden damit aus. Untersucht wurde das Phantom mit einem Non-Contact-Tonometer NCT-CT20D und einem Selbsttonometer des Typs Ocuton. Die Anfangskalottendicke von 0,5mm führte dabei an beiden Geräten zu Meßwerten oberhalb des Meßbereiches, sodaß Kalotten aus unterschiedlichen Silikonem in den Dicken 0,15mm, 0,2mm, 0,25mm und 0,3mm zum Einsatz gelangten. Der Zusammenhang zwischen eingestelltem Kammerdruck und Meßwert erwies sich als linear. Eine vollständige Entsprechung der Kalibrierkurve zum Auge mit dem Anstieg 1

und dem Offset 0 ließ sich nicht erreichen. Am Ocuton lag der Offset stets über 0 bei einem Anstieg nahe 1. Am NCT hingegen lag der Anstieg im Bereich von 0,6-0,7 bei stark variierendem Offset. Der Offset wird überwiegend von der Kalottendicke und dem Material bestimmt. Das entwickelte Augenphantom ermöglicht, nach vorangegangener, einmaliger Kalibrierung, NCT und Kontakttonometer ohne Flüssigkeitskopplung auf ihr Langzeitverhalten zu untersuchen bzw. deren Kalibrierung zu überprüfen, wobei der Druck im Phantom stufenlos eingestellt werden kann. Mit umfangreichen Untersuchungen des Verhaltens des Augenphantoms am Noncontact-Tonometer NCT-CT20D und an Selbsttonometern des Typs Ocuton A und S wurde dieses nachgewiesen.

Zum Einsatz gelangte das Augenphantom auch am neuartigen, zu untersuchenden Meßverfahren des Laserinferometrischen Tonometers. Basis dieses Verfahrens bildet die berührungslose Verformung der Kornea und die Erfassung des Zeitverlaufs dieser Verformung incl. des Abklingens mit einem Laserinterferometer. An die Applikatoren zur Erzeugung einer Verformung der Meßoberfläche wurden die Ansprüche nach linear ansteigendem Wirkungsverlauf bis zum Abschaltzeitpunkt und einer nahezu sprungförmigen Abschaltflanke gestellt. Zunächst wurden zwei unterschiedliche Typen von Luftimpulsapplikatoren, beide im Abschaltverhalten von einer mechanischen Blende unterstützt, untersucht. Messungen ergaben, daß nur der weiterentwickelte zweite, proportionalventilgesteuerte Düsenkopf dem Anspruch eines linearen Staudruckverlaufs gerecht wurde. Alternativ wurde ein Ultraschall-Strahlungsdruckapplikator mit ähnlichem Wirkungsverlauf eingesetzt und untersucht. Die geforderten Strahlungsdruckamplituden konnten vom Hersteller jedoch nicht eingehalten werden und fielen mehr als eine Dekade zu niedrig aus. Die durchgeführten Messungen mit dieser Baugruppe tragen also mehr überblickhaften Charakter.

Die berührungslose Messung der Oberflächenbewegung mit einem Laserinterferometer erforderte zunächst die Anpassung an die nur gering reflektierende Kalotten- bzw. Korneaoberfläche unter Berücksichtigung der für die Anwendung am Auge zu beachtenden Grenzwerte für Laserstrahlung. Das Meßprinzip erwies sich als sehr empfindlich für Verkippungen der angetasteten Oberfläche während der Verformung, was stellenweise zum Funktionsausfall führte. Die Abtastung der Kalotten mittels Interferometer zeigte, daß die Oberfläche zunächst der Provokation nachgibt, um dann nach der Abschaltung der Wirkung auf einer charakteristischen Frequenz abklingend auszuschwingen. Aus dem zeitlichen Verlauf des Anstiegs und der Ausschwingfrequenz der Meßoberfläche kann der Druck im Phantom berechnet werden, und zwar unabhängig von der eingesetzten Kalottendicke. Die Schwankungen der aus den Meßwerten berechneten Werte des Kammerdrucks um den wahren Wert überschreiten jedoch stellenweise die ± 5 mmHg-Grenzen beträchtlich. Ansatzpunkte für Verbesserungen wurden in Kapitel 6.1.3, 6.5 und 7.2 (Ringdüsenkopf, Ring-US-Transducer, automatische Positionierung, Optimierung der Kalottenfertigung, robustere Meßwerterfassung) vorgeschlagen.

Die Ergebnisse der Teilaufgaben der vorliegenden Arbeit sind ausführlicher in den Zusammenfassungen der einzelnen Kapitel dargelegt. Um abschließende Aussagen zum untersuchten laserinferometrisch-tonometrischen Meßverfahren treffen zu können, bedarf es weiterer Messungen am Augenphantom mit feiner abgestuften Kalottendicken und anschließender Messungen in vitro am Schweineauge, nach deren erfolgreichem Abschluß eine umfangreiche klinische Erprobung bzw. Praktikabilitätsstudie, verbunden mit erforderlichen Modifikationen für den Einsatz am lebenden Objekt, folgen sollte. Letztere erfordern dabei eine Fixationskontrolle oder möglichst automatische Positionierung in Verbindung mit einem robusteren Verfahren zur optischen Verformungsmessung.

Quellenverzeichnis

BANISTER, R.: Breviary of the eyes, in „A treatise of one hundred an thirteene disease of the eye, and eye-liddes“ (London 1622),
in Draeger, J.: Geschichte der Tonometrie. Basel, New York: S.-Karger-Verlag; 1961

BEALE, D.G.: Miniatur-Umwandler.
Patentschrift DE 28 46 958A1; 1978/ 1980

BRAMM, G.: Einrichtung zur Messung des Augeninnendrucks.
Patentschrift DE 31 12 910A1; 1981/ 1982

BÜCHNER, H.-J.: Berührungsloses interferometrisch-inkrementales Meßverfahren.
Feingerätetechnik, Berlin 35 (1986) 3

BÜCHNER, H.; JÄGER, G.: Interferometrisches Meßverfahren zur berührungslosen und quasi punktförmigen Antastung von Meßoberflächen. tm-Technisches Messen 59 (1992); R. Oldenbourg Verlag

CIUFFREDA, K.J.; TANNEN, B.: Eye Movement Basics for the Clinician; Mosby-Year Book, Inc.; 1995

COBET, U.: Ultraschalltechnik - Grundlagen und Anwendungen/ [Federführung: Rudolf Millner. Autoren: Ulrich Cobet,...]. Weinheim: Physik-Verlag, 1987

DANESH-MEYER, H.V., NIEDERER, R., GASKIN, B.J., GAMBLE, G.: Comparison of the Proview pressure phosphene tonometer performed by the patient and examiner with the Goldmann applanation tonometer. Clin Experiment Ophthalmol. 2004 Feb;32(1):29-32

DIN EN ISO 60825-1 (2001): Sicherheit vom Lasereinrichtungen

DIN EN ISO 8612 (2001): Tonometer

DRAEGER, J.: Tonometrie/ Jörg Draeger; Kai Jessen; Ekkehart Rumberger.
Unter Mitarb. von C. Deutsch... - Stuttgart; New York: Thieme, 1993

DRESCHER, J., KUSE, A. KESSLER, D. u.a.: Mikrooptisches Tonometer.
Biomedizinische Technik, Band 43, Ergänzungsband 1; 1998

DRESCHER, J.: Bestimmung des Intraoculardrucks aus dem Schwingungsverhalten des Humanauges. Dissertation; Fakultät für Elektrotechnik der Universität Fridericiana Karlsruhe; 2000

EICHLER, J.: Laser und Strahlenschutz.
Jürgen Eichler.-Braunschweig; Wiesbaden: Vieweg, 1992

EKLUND, A., HALLBERG, P., LINDEN, C., LINDAHL, O.A.: An applanation resonator sensor for measuring intraocular pressure using combined continuous force and area measurement. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2003 Jul;44(7):3017-24.

FATT, I.: Physiology of the eye - an introduction to the vegetative functions
/ Irving Fatt. - 2. ed. - Boston [u.a.] : Butterworth-Heinemann, 1992

FERRY, J.D.: Viscoelastic Properties of Polymers.
Wiley & Sons: New York, 1980

GRÄF, M.: Zur Bedeutung der Hornhautdicke bei der Non-Contact-Tonometrie.
Klin.Mbl.Augenheilk. 199 (1991) 183-186; F. Enke Verlag; Stuttgart

GROLMAN, B.: A new tonometer system.
Amer. J. Optom. 49, (1972) 646

GROLMAN, B.: Improved Non-Contact Tonometer.
International Patent (PCT) WO95/ 20342; 1994/ 1995

HAMELINK, J.M., CLOUD, G.K.: Ocular Tonometry through Sonic Excitation and Laser
Doppler Velocimetry. Journal of Biomechanical Engineering; 1979, 101; 267-270

HARTUNG, S.: Entwicklung eines mechanischen Augenmodells zur Kalibrierung von
Tonometern. Diplomarbeit; Technische Universität Ilmenau; 1996

HEY ,S., GUNDLACH, A., STORK, W., MÜLLER-GLASER, K.D.: Verfahren zur
Schwingungsanregung des Auges für die berührungslose Tonometrie. 36. Jahrestagung der
Deutschen Gesellschaft Für Biomedizinische Technik (DGBMT), Karlsruhe, 25.–28.
September 2002, Kongressbericht. Berlin: Schiele & Schön 2002, S. 181–183.

HIRT, N.: Script zur Vorlesungsreihe „Analoge und Digitale Schaltungstechnik“. Technische
Universität Ilmenau; 1996/1997

HSIUNG HSIU: Non-Contact Hight Frequency Tonometer.
United States Patent 4 928 697; 1988/ 1990

KATZMAREK, J.: Untersuchungen zur Eignung von synthetischen Materialien zur
Nachbildung der Kornea bei einem Augenphantom. Diplomarbeit; Technische Universität
Ilmenau; 1998

KOCH, K.: Glaukom, erhöhter Augendruck nicht die alleinige Ursache.
Dt. Ärzteblatt 93, Heft 49 (1996), Seite A-3252

KOSTER, W.: Eine Methode zur Bestimmung der Änderungen, welche in der Gestalt des
Auges bei Änderungen des intraocularen Druckes auftreten.
Graefes Arch. Clin. Exp. Ophthal. 49 (1900) 533-538

KURSAR, G.H.: Portable Diurnal Intraocular Pressure Recording System.
United States Patent 5 179 953; 1991/ 1993

LEE, D.A.: Continuous Applanation Tonometer.
United States Patent 4 628 938; 1985/ 1986

LEMKE, K., PLAGWITZ, K.-U., HENKE, S.: Dynamische Messungen mit einem polarisationsoptischen Laserinterferometer. tm-Technisches Messen 1/2000, S.20-26

MACKAY, R.S.; MARG, E.: Fast, Automatic Ocular Pressure Measurement based on an Exact Theory; Acta Ophthalmologica 37/5, 495-507, 1959

MASSIE, N.A.: Non-Contact Tonometer an Method using Ultrasonic Beam.
United States Patent 5 396 888; 1994/ 1995

MATZ, H.: Dynamik-Untersuchungen an einem Laserinterferometer.
Diplomarbeit; Technische Universität Ilmenau, 1998

MDR: www.mdr.de/hauptsache-gesund/345913.html
„Hauptsache gesund“, Glaukomsprechstunde, 11.10.2002
MEDCON: <http://www.net4eyes.de>
http://www.augen-und-mehr.de/article184037_15850.html; Med Con Health AG, 24.06.2002

MORRIS, D.E.: Non-Invasive Measurement of Eyeball Pressure using Vibration.
United States Patent 5 251 627; 1993

MOSTER, M.R.: The New Phosphene Eye Pressure Monitor;
Searchlight on Glaucoma; Volume 10, Number 2, July 2001

M-WW: www.medicine-worldwide.de
<http://www.m-ww.de/krankheiten/augenkrankheiten/glaukom.html>, 22.11.2002

PETTER, E.: Entwicklung eines miniaturisierten Meßsystems zur Schwingungsanalyse und sein Einsatz zur kontinuierlichen, nicht-invasiven Augeninnendruckmessung.
St. Ingbert; Dissertation an der Universität des Saarlandes; 1996

PFEIFFER, N.: Moderne medikamentöse Glaukomtherapie. Dt. Ärzteblatt 1998; 95: A-3292-3297 [Heft 51-52]

PSCHYREMBEL, W.: Klinisches Wörterbuch; bearbeitet v.d. Wörterbuchredaktion des Verlages W. de Gruyter, Nikol Verlagsgesellschaft m.b.H.; 257. Auflage, 1994

ROTHER, R.: Erprobung eines Laserinterferometers zur Messung der Deformation der Hornhaut bei gezielter mechanischer Verformung. Diplomarbeit; Technische Universität Ilmenau, 1996

SAMPAOLESI, R.: Curva diaria de presión.
El Glaucoma, 175-190. Editorial Medical Panamericana,
Buenos Aires, 1974

SCHÖBER, H.: Das Sehen. Band 1; 4. Auflage;
Fachbuchverlag Leipzig; 1970

SHIELDS, M.B., KRIEGLSTEIN, G.K.: Glaukom. Grundlagen. Differentialdiagnose. Therapie:
1993. Springer. Heidelberg

SILBERNAGL, S.: Taschenatlas der Physiologie.
Silbernagl, S.; Agamemnon Despopoulos. - 4., überarbeitete Auflage -
Stuttgart; New York; München; Thieme, Dt. Taschenbuch-Verlag; 1991

SOERGEL, F.: Biomechanische Charakterisierung der menschlichen Augenhornhaut mit dynamisch-mechanischer Spektroskopie. Dissertationsschrift; Fakultät für Naturwissenschaften der Universität Ulm; 1994

SP120 - Betriebsanleitung Minuturinterferometer mit Planspiegelreflektor, Serie SP.
SIOS Meßtechnik GmbH Ilmenau, 1996

SPAHN, J.: Verfahren zur berührungslosen Ermittlung des Augeninnendrucks.
Patentschrift DE 39 18 629A1; 1989/1990

VOGELSANG, K.: Zur Elastometrie des Auges. Bericht der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft 46, S. 61-64; 1927

VOIGT, M.: Vorrichtung zur kontinuierlichen Augeninnendruckmessung.
Patentschrift DD 251 285 A1; 1986

Anhang

Kompression und Schalleitung in Flüssigkeiten [COBET]

Volumen, Dichte und Kompressibilität einer Flüssigkeit

$$\text{geg.: } \rho = \frac{m}{V}; \quad \frac{\Delta V}{V_0} = -\frac{p}{k}$$

$$\text{ges.: } \rho = f(p)$$

$$\begin{aligned} \text{Lsg.: } \Delta V &= V - V_0 = \frac{m}{\rho} - \frac{m}{\rho_0}; \\ \Delta V \rho \rho_0 &= -m(\rho - \rho_0) = -m \cdot \Delta \rho; \end{aligned}$$

$$\text{mit } \Delta V = \frac{-pV_0}{k} \text{ folgt } \frac{-pV}{k} \rho \rho_0 = -m \Delta \rho;$$

$$\text{mit } V_0 = \frac{m}{\rho_0} \text{ folgt } \frac{pm}{\rho_0 k} \rho \rho_0 = m \Delta \rho;$$

$$\frac{p}{k} = \frac{\Delta \rho}{\rho}$$

Schallausbreitung in Wasser in Abhängigkeit von Druck und Dichte

$$\text{geg.: } p = 10 \text{ mmHg} = 1332 \frac{\text{N}}{\text{m}^2}; \quad \rho_{\text{H}_2\text{O}} = 1000 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}; \quad k_{\text{H}_2\text{O}} = 1,57 \cdot 10^7 \text{ mmHg} = 2,0931 \cdot 10^9 \frac{\text{N}}{\text{m}^2}$$

$$\text{ges.: } \Delta c = f(p)$$

$$\text{Lsg.: } c = \sqrt{\frac{k}{\rho}}; \quad c_1 = \sqrt{\frac{k}{\rho_1}};$$

$$\frac{c}{c_1} = \sqrt{\frac{\rho_1}{\rho}} \text{ mit } \rho_1 = \rho + \Delta \rho;$$

$$\frac{c}{c_1} = \sqrt{1 + \frac{\Delta \rho}{\rho}} \text{ mit } \Delta \rho = \frac{p \rho}{k};$$

$$\frac{c}{c_1} = \sqrt{1 + \frac{p}{k}}$$

ρ_0 – Dichte der Flüssigkeit (Ausgangszustand)

ρ – Dichte der Flüssigkeit

$\Delta \rho$ – Änderung der Dichte

m – Masse der Flüssigkeit

p – Druck

k – Kompressionsmodul

V_0 – Ausgangsvolumen

V – Volumen

ΔV – Volumenänderung

c – Schallgeschwindigkeit

c_1 – Schallgeschwindigkeit bei veränderter Dichte

Δc – Änderung der Schallgeschwindigkeit

Abschätzung der Ordnungsfrequenz für die Fotoempfänger

Ausgangspunkt: In der Applanationstonometrie führt an einer Kornea mit einem Krümmungsradius von 7,8mm die Applanation einer Fläche mit einem Durchmesser von 4mm zu einer Verschiebung des Korneapols um 0,261mm.

Zählbare Ordnungen: $s = \frac{\delta \cdot \lambda_0}{i \cdot n}$, d.h. $\delta = \frac{s \cdot i \cdot n}{\lambda_0}$, $\lambda_0 = 632,8nm$

mit $i=2$ und $n=1$ folgt: $\delta=824,9 \approx 825$

a) Annahme: gleichförmigen Bewegung $f_\delta = \frac{\delta}{t_{\delta,ges}}$

$t_{\delta,ges} = t_{appl}$	f [1/s]
5ms	164981,04
2ms	412452,59
1ms	824905,18

b) Annahme: gleichmäßig beschleunigte Bewegung

$s = \frac{a}{2} t^2$, d.h. $a = \frac{2s}{t_{\delta,ges}^2}$

$t_{\delta,ges} = t_{appl}$	a [$\frac{m}{s^2}$]
5ms	20,88
2ms	130,5
1ms	522

$\delta = \frac{s \cdot i \cdot n}{\lambda_0}$, mit s folgt $\delta = \frac{a \cdot i \cdot n \cdot t_{\delta,ges}^2}{2 \cdot \lambda_0}$

kürzester zeitlicher Abstand und damit größte Ordnungsfrequenz zwischen vorletzter und letzter Ordnung

$\delta = 1 = \delta_{ges} - \delta_{ges-1} = \frac{a \cdot t_{\delta,ges}^2 \cdot i \cdot n}{2 \lambda_0} - \frac{a \cdot t_{\delta,ges-1}^2 \cdot i \cdot n}{2 \lambda_0}$, $1 = \frac{a \cdot i \cdot n}{2 \lambda_0} (t_{\delta,ges}^2 - t_{\delta,ges-1}^2)$,

$t_{\delta,ges-1} = \sqrt{t_{\delta,ges}^2 - \frac{2 \lambda_0}{a \cdot i \cdot n}}$, daraus folgt

kürzester Abstand zweier Ordnungen $\Delta t = t_{\delta,ges} - t_{\delta,ges-1}$

größte Ordnungsfrequenz $f_{\delta,max} = \frac{1}{\Delta t}$

$t_{\delta, ges}$	$a \left[\frac{m}{s^2} \right]$	$t_{\delta, ges-1} [ms]$	$\Delta t [\mu s]$	$f_{\delta, max} [1/s]$
5ms	20,88	4,996968	3,032	329815,3
2ms	130,5	1,212628	1,213	824655,2
1ms	522	0,999393685	0,606	1649310,423

s – zu messender Weg

δ – Ordnungszahl

λ_0 – Laserwellenlänge

a – Beschleunigung

i – Interferometerfaktor

n – Brechzahl der Luft

$t_{\delta, ges}; t_{appl}$ – gesamte Zeitdauer über alle Ordnungen=Applanationszeit

$t_{\delta, ges-1}$ – Zeitdauer bis zur vorletzten Ordnung

f_{δ} – Ordnungsfrequenz

$f_{\delta, max}$ – größte Ordnungsfrequenz

Verwendete Materialien und Reflektionsgrad

Reflektionsgradmessungen an verschiedenen Silikonmaterialien (Planabguß, Laser 632,8nm, Meßgerät Newport 1815 mit Sensor 818SL)

$P_{\text{Laser}} = 836...840\mu W$, $\bar{P} = 838\mu W$, Winkel zwischen einfallendem und reflektiertem Strahl=15°

Material (geschützte Markennamen)	Code	Farbe	$P_r [\mu W]$	R in %	Anmerkung
Conturprint duo light	1	orange	22,9	2,7	
Panasil light body	2	grün	20,8	2,5	
Provil	3	dunkelgrün	21,2	2,5	Herstellung eingestellt
Exaflex	4	blau	15,2	1,8	matt Oberfl. durch mech. Einwirkung
Reprosil	5	blau	19,5	2,3	
Aquasil	6	dunkelviolett	20	2,4	
Honigum	7	graugrün	21,3	2,5	
Silagum AV mono	8	violett	21,9	2,6	
Silagum AV medium	9	violett	21,1	2,5	
Silagum AV quick light normal	10	gelborange	21,1	2,5	
Silagum AV quick light schnellhärtend	11	grün	21,3	2,5	
Examix	13	lachs/ rosa	11,9	1,4	Oberfläche matt
Contrast	14	gelb	22,7	2,7	
Panasil Contact normalhärtend	15	blau	17,7	2,1	
Kanisil	20	blau	23,7	2,8	
Mollosil	16	hellrosa, transparent	19,0	2,3	

grobe Abschätzung: $R \approx \frac{23,7}{836} \dots \frac{19}{840} = 2,8\% \dots 2,2\%$

Ergebnisse einiger Kalotten in Kugelkappengeometrie (Typ 1b), gemessen am NCT CT20D

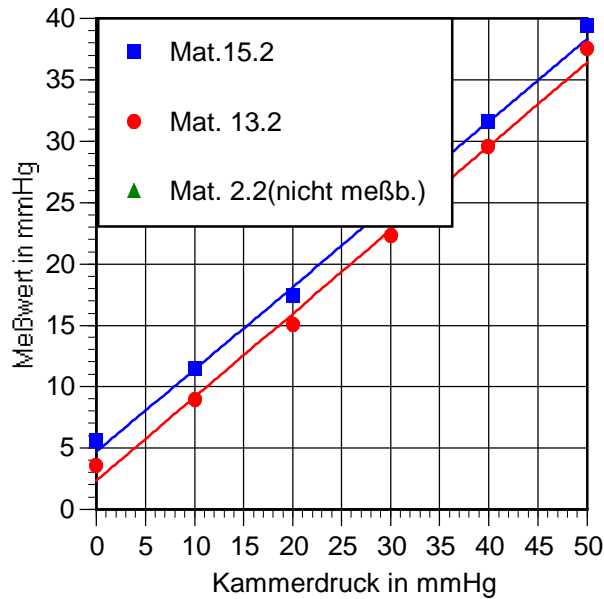


Abb.A1: Meßwert und Kammerdruck für Kalotten der Dicke 0,25mm

Regressionsgeraden:

Material 15: $IOP_{meß} = 0,6737143 \cdot IOP + 4,657143$; $r^2 = 0,995$

Material 13: $IOP_{meß} = 0,6822857 \cdot IOP + 2,309524$; $r^2 = 0,995$

Material 2: nicht meßbar

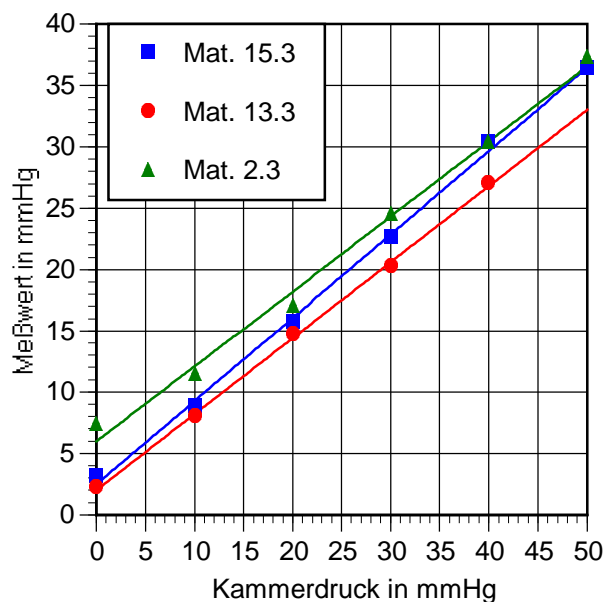


Abb.A2: Meßwert und Kammerdruck für Kalotten der Dicke 0,2mm

Regressionsgeraden:

Material 15: $IOP_{meß} = 0,6795714 \cdot IOP + 2,469048$; $r^2 = 0,998$

Material 13: $IOP_{meß} = 0,62 \cdot IOP + 2,0$; $r^2 = 0,999$

Material 2: $IOP_{meß} = 0,6115714 \cdot IOP + 0,5969048$; $r^2 = 0,993$

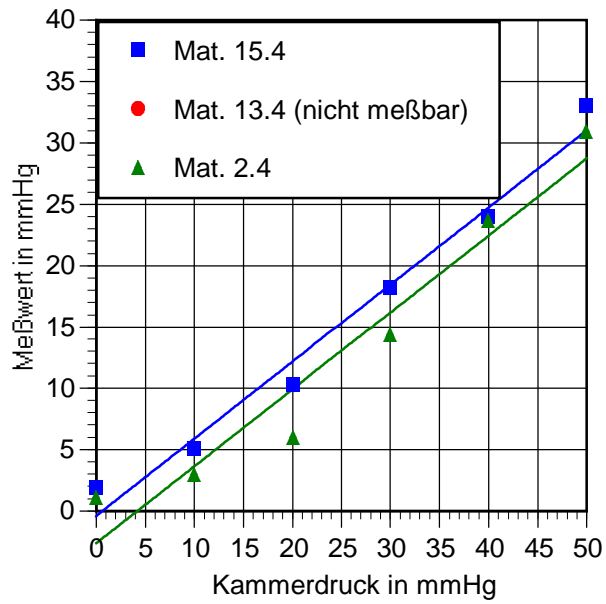


Abb.A3: Meßwert und Kammerdruck für Kalotten der Dicke 0,15mm

Regressionsgeraden:

Material 15: $IOP_{meß} = 0,6288571 \cdot IOP - 0,4047619$; $r^2 = 0,98$

Material 13: nicht meßbar

Material 2: $IOP_{meß} = 0,6277143 \cdot IOP - 2,642857$; $r^2 = 0,945$

Ergebnisse einiger Kalotten in Kugelkappengeometrie (Typ 1b), gemessen am Ocuton A

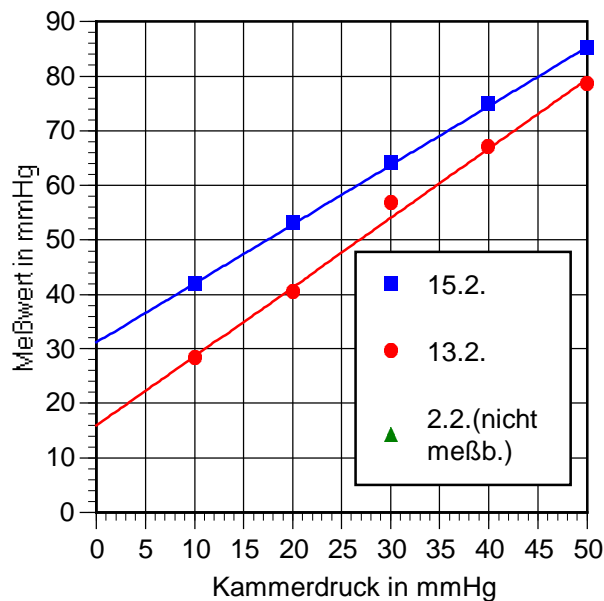


Abb.A4: Meßwert und Kammerdruck für Kalotten der Dicke 0,25mm

Regressionsgeraden:

Material 15: $IOP_{meß} = 1,0821 \cdot IOP + 31,206; r^2 = 0,999$

Material 13: $IOP_{meß} = 1,271 \cdot IOP + 15,89; r^2 = 0,994$

Material 2: nicht meßbar

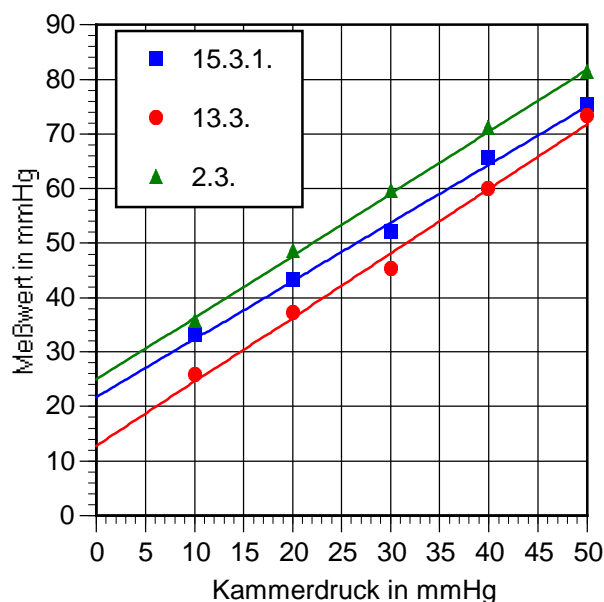


Abb.A5: Meßwert und Kammerdruck für Kalotten der Dicke 0,2mm

Regressionsgeraden:

Material 15: $IOP_{meß} = 1,0672 \cdot IOP + 21,692; r^2 = 0,996$

Material 13: $IOP_{meß} = 1,1793 \cdot IOP + 12,745; r^2 = 0,991$

Material 2: $IOP_{meß} = 1,137 \cdot IOP + 24,92; r^2 = 0,998$

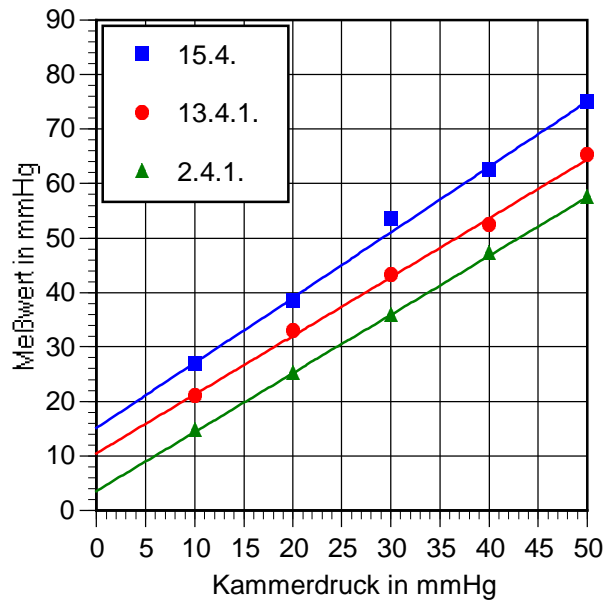


Abb.A6: Meßwert und Kammerdruck für Kalotten der Dicke 0,15mm

Regressionsgeraden:

Material 15: $IOP_{me\beta} = 1,19815 \cdot IOP + 15,1185; r^2 = 0,996$

Material 13: $IOP_{me\beta} = 1,0781 \cdot IOP + 10,485; r^2 = 0,997$

Material 2: $IOP_{me\beta} = 1,0784 \cdot IOP + 35,98; r^2 = 0,999$

Mittelwerte der Kalotten vom Typ 2 (Hutkrempe), gemessen am NCT CT20D

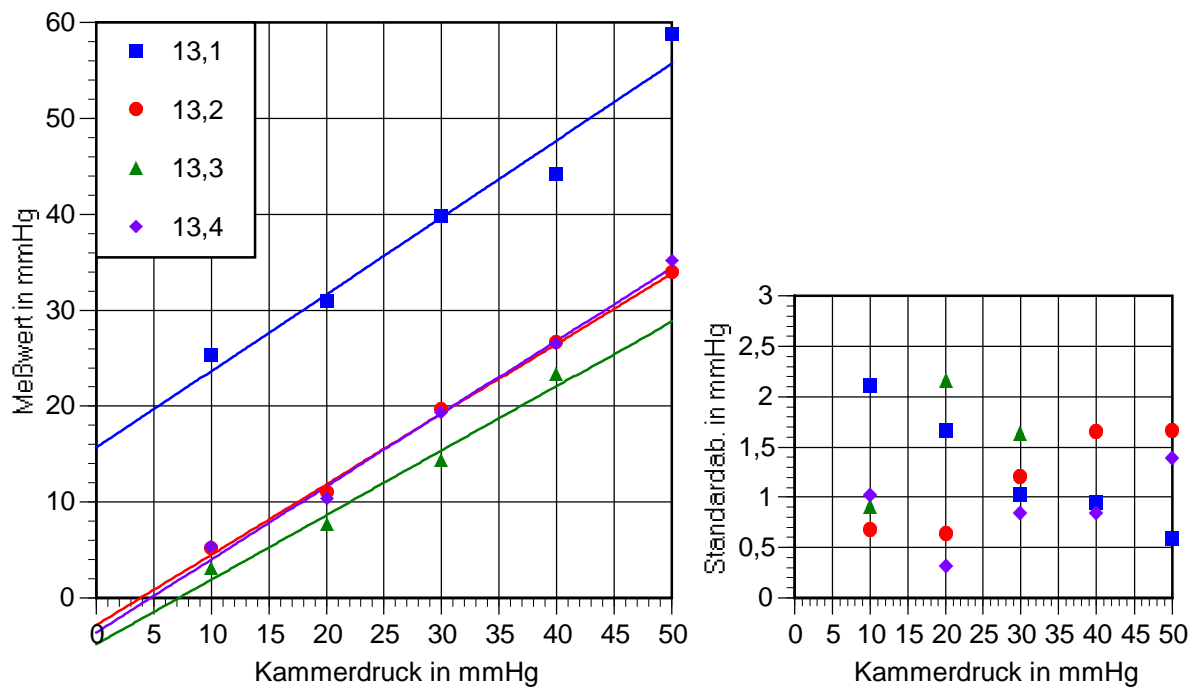


Abb.A7: Mittelwertverläufe der Meßwerte für Kalotten unterschiedlicher Dicke des Typs 2 (Material 13)

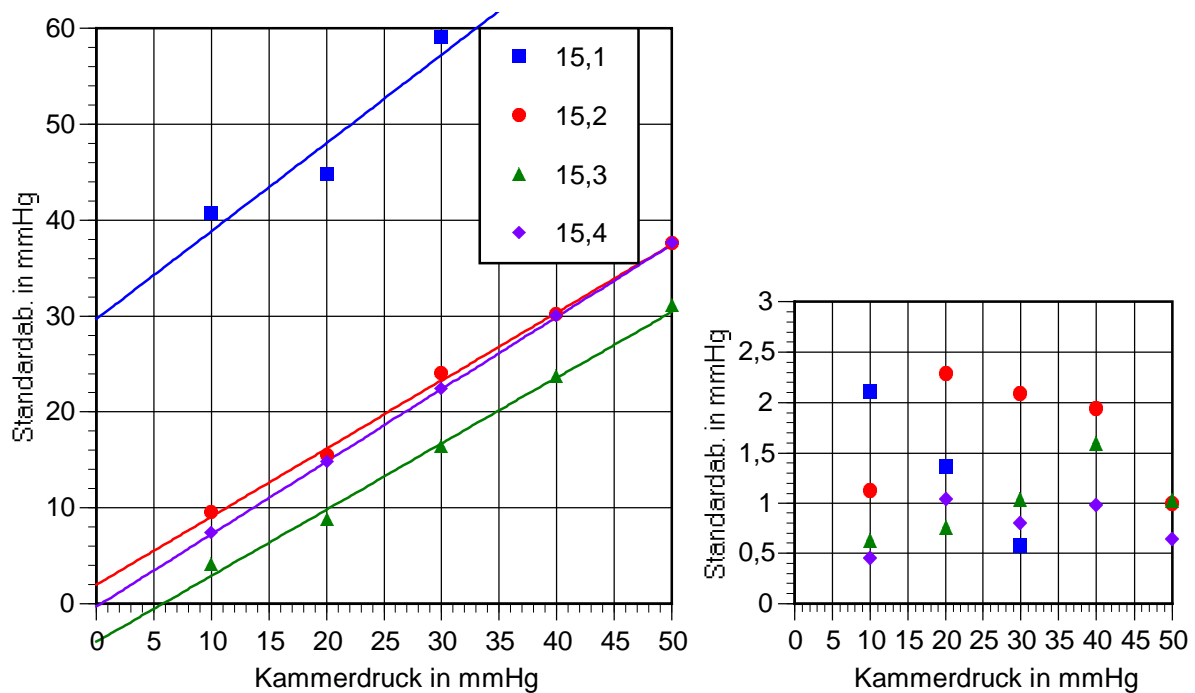


Abb.A8: Mittelwertverläufe der Meßwerte für Kalotten unterschiedlicher Dicke des Typs 2 (Material 15)

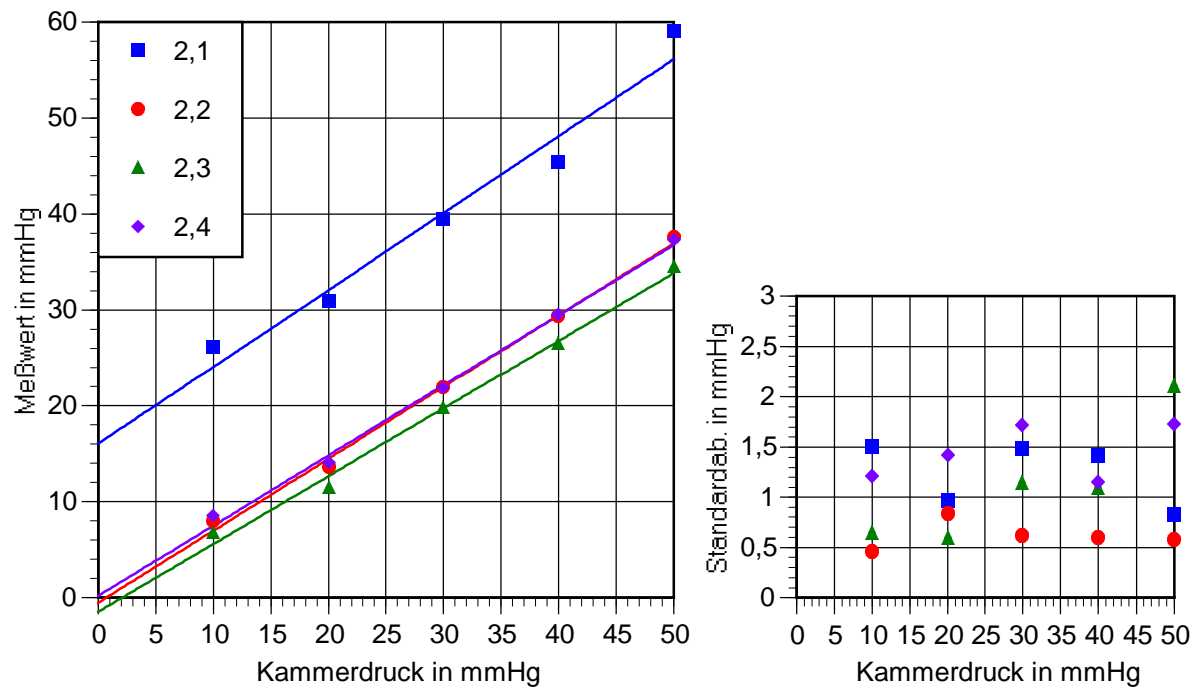


Abb.A9: Mittelwertverläufe der Meßwerte für Kalotten unterschiedlicher Dicke des Typs 2 (Material 2)

Mittelwerte der Kalotten vom Typ 2 (Hutkrempe), gemessen am Ocuton A

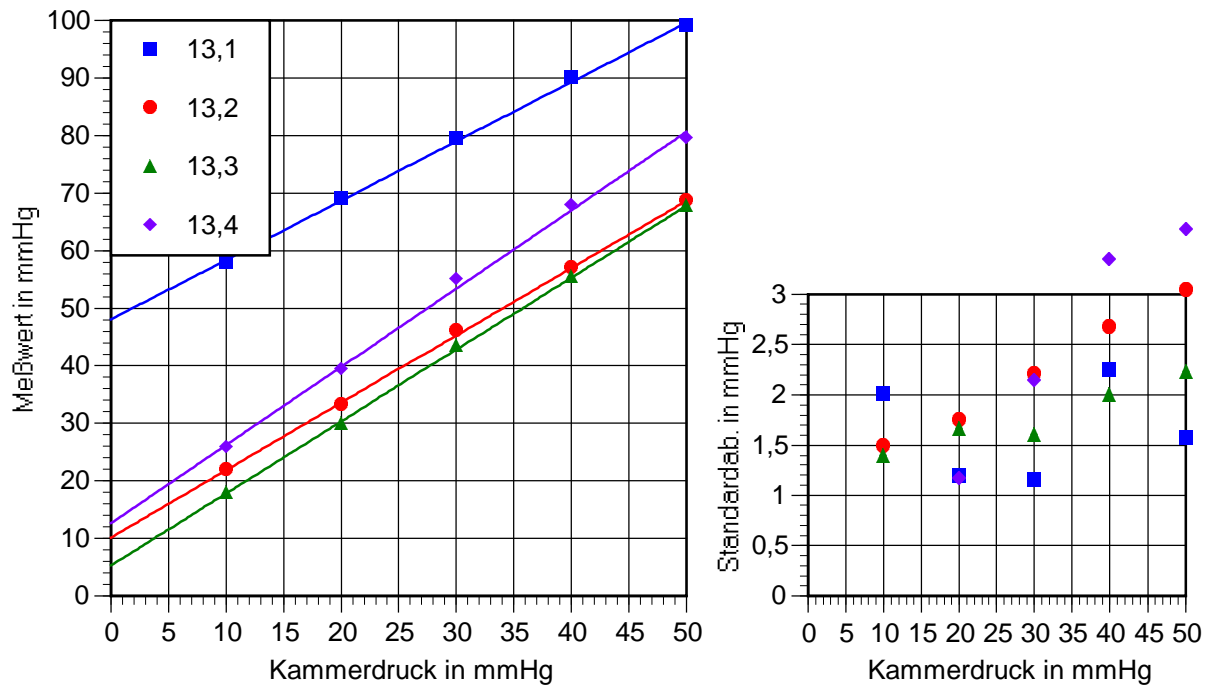


Abb.A10: Mittelwertverläufe der Meßwerte für Kalotten unterschiedlicher Dicke des Typs 2 (Material 13)

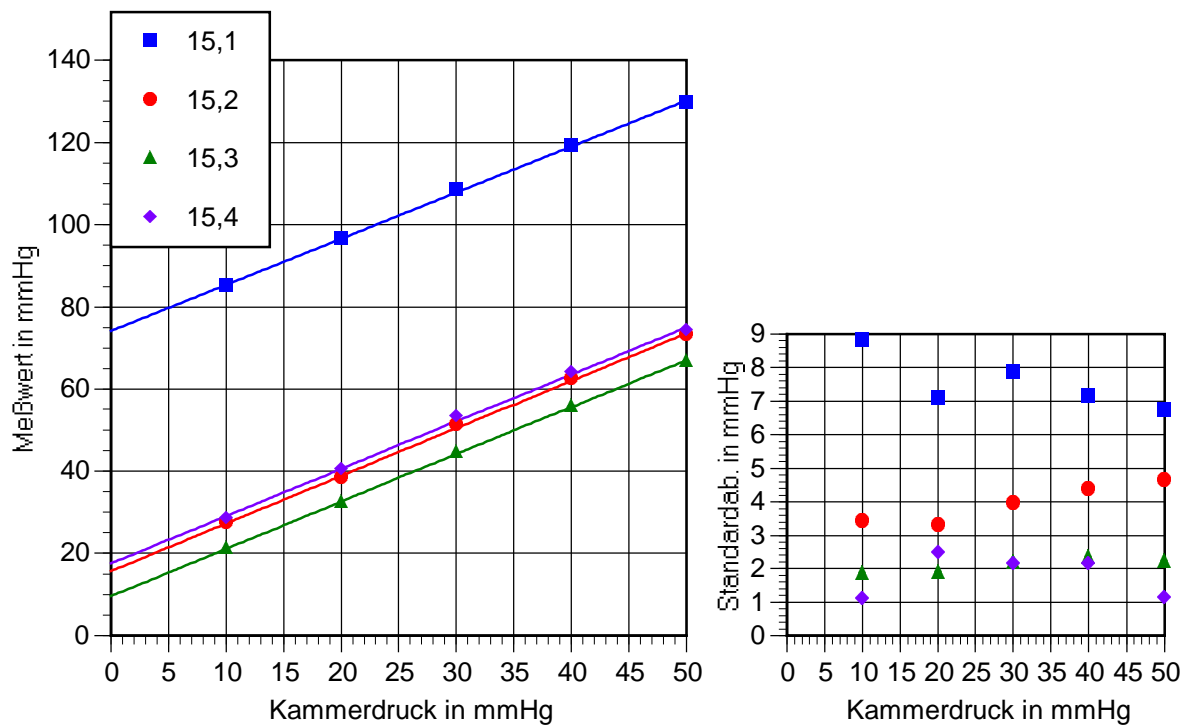


Abb.A11: Mittelwertverläufe der Meßwerte für Kalotten unterschiedlicher Dicke des Typs 2 (Material 15)

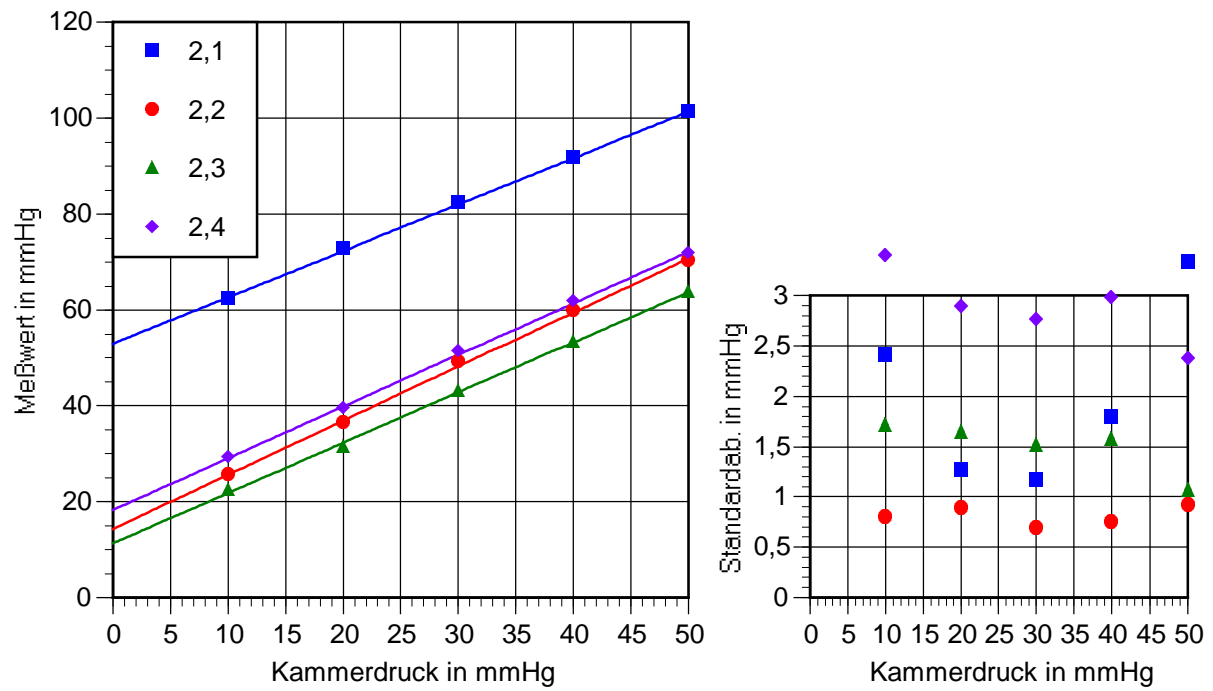


Abb.A12: Mittelwertverläufe der Meßwerte für Kalotten unterschiedlicher Dicke des Typs 2 (Material 2)

Mittelwertverläufe der am NCT CT20D gemessenen Kalotten vom Typ 3 (Hutkrempe)

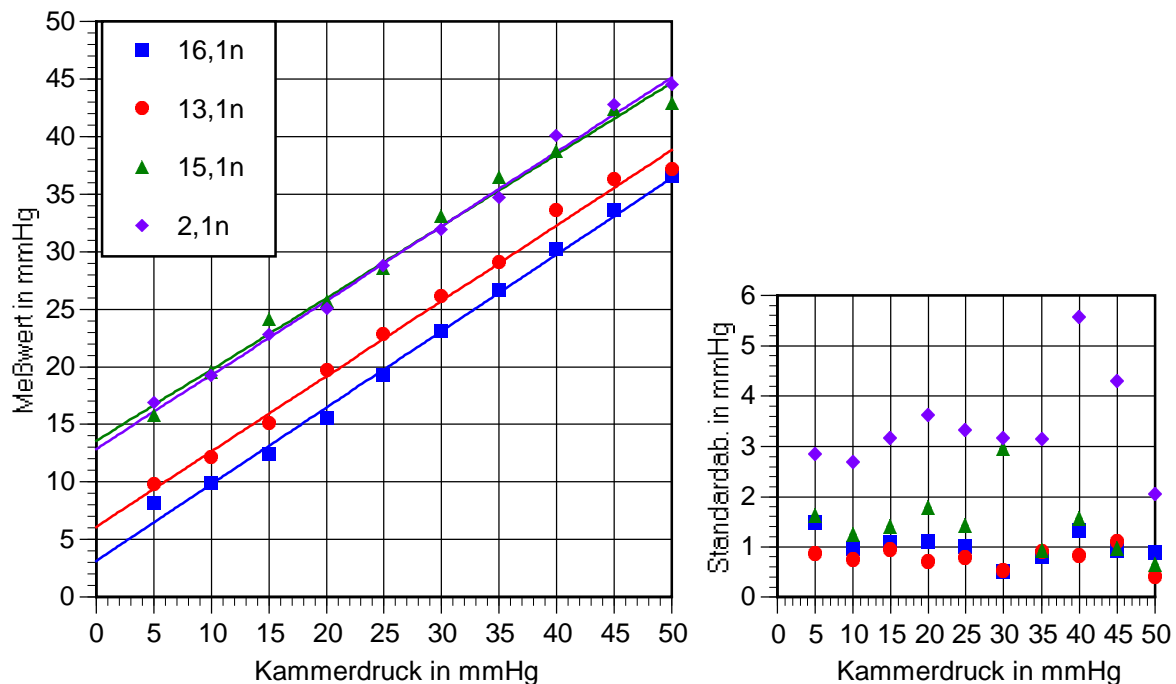


Abb.A13: Mittelwerte von Kalotten der Dicke 0,3mm

Regressionsgeraden:

Material 16: $IOP_{meß} = 0,6654061 \cdot IOP + 3,137333$; $r^2 = 0,994$

Material 13: $IOP_{meß} = 0,6548121 \cdot IOP + 6,078667$; $r^2 = 0,992$

Material 15: $IOP_{meß} = 0,6225212 \cdot IOP + 13,53467$; $r^2 = 0,989$

Material 2: $IOP_{meß} = 0,6456727 \cdot IOP + 12,84$; $r^2 = 0,994$

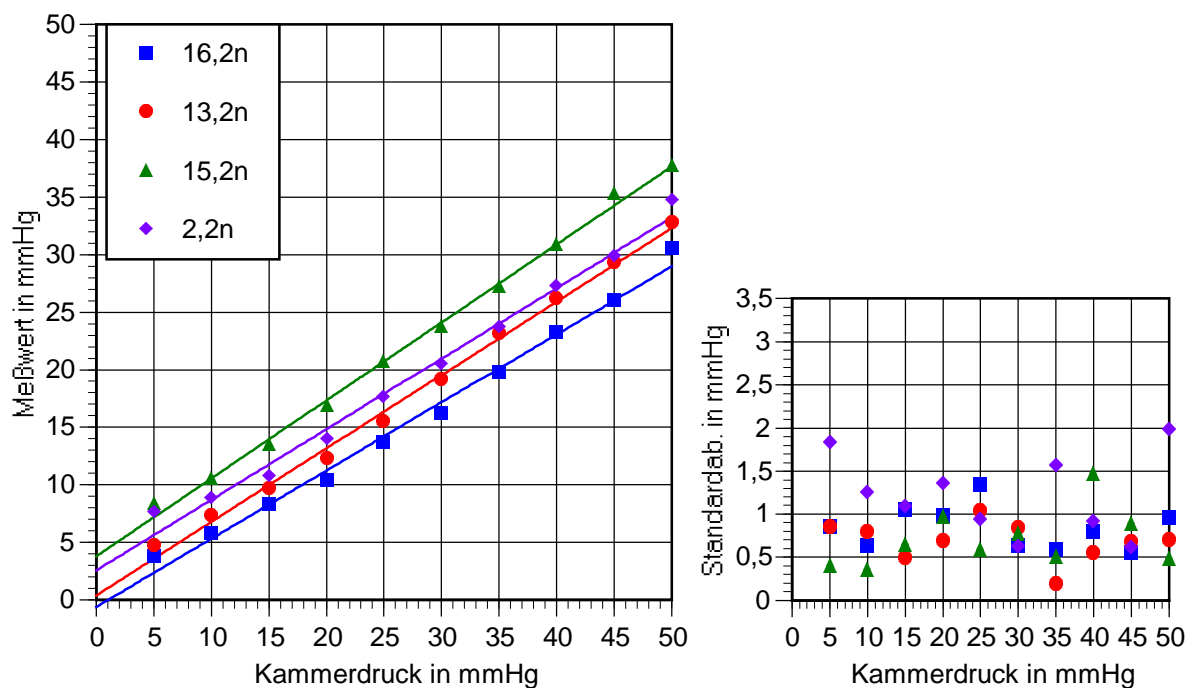


Abb.A14: Mittelwerte von Kalotten der Dicke 0,25mm

Regressionsgeraden:

Material 16: $IOP_{me\beta} = 0,5919273 \cdot IOP - 0,58; r^2 = 0,991$

Material 13: $IOP_{me\beta} = 0,6381333 \cdot IOP + 0,4213333; r^2 = 0,995$

Material 15: $IOP_{me\beta} = 0,6777455 \cdot IOP + 3,812; r^2 = 0,996$

Material 2: $IOP_{me\beta} = 0,6137212 \cdot IOP + 25,86667; r^2 = 0,989$

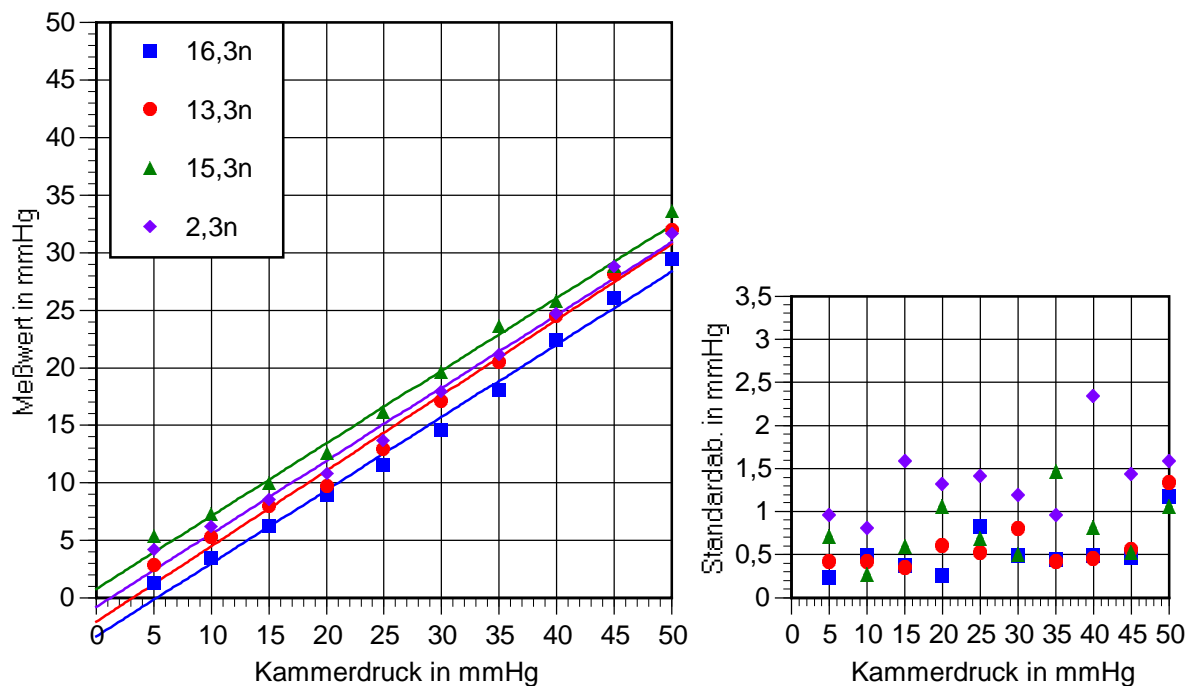


Abb.A15: Mittelwerte von Kalotten der Dicke 0,2mm

Regressionsgeraden:

Material 16: $IOP_{me\beta} = 0,6339152 \cdot IOP - 3,302667; r^2 = 0,991$

Material 13: $IOP_{me\beta} = 0,65626667 \cdot IOP - 2,045333; r^2 = 0,989$

Material 15: $IOP_{me\beta} = 0,6320970 \cdot IOP + 0,81333; r^2 = 0,994$

Material 2: $IOP_{me\beta} = 0,6339394 \cdot IOP - 0,7413333; r^2 = 0,989$

Mittelwertverläufe der am Ocuton A gemessenen Kalotten vom Typ 3 (Hutkrempe)

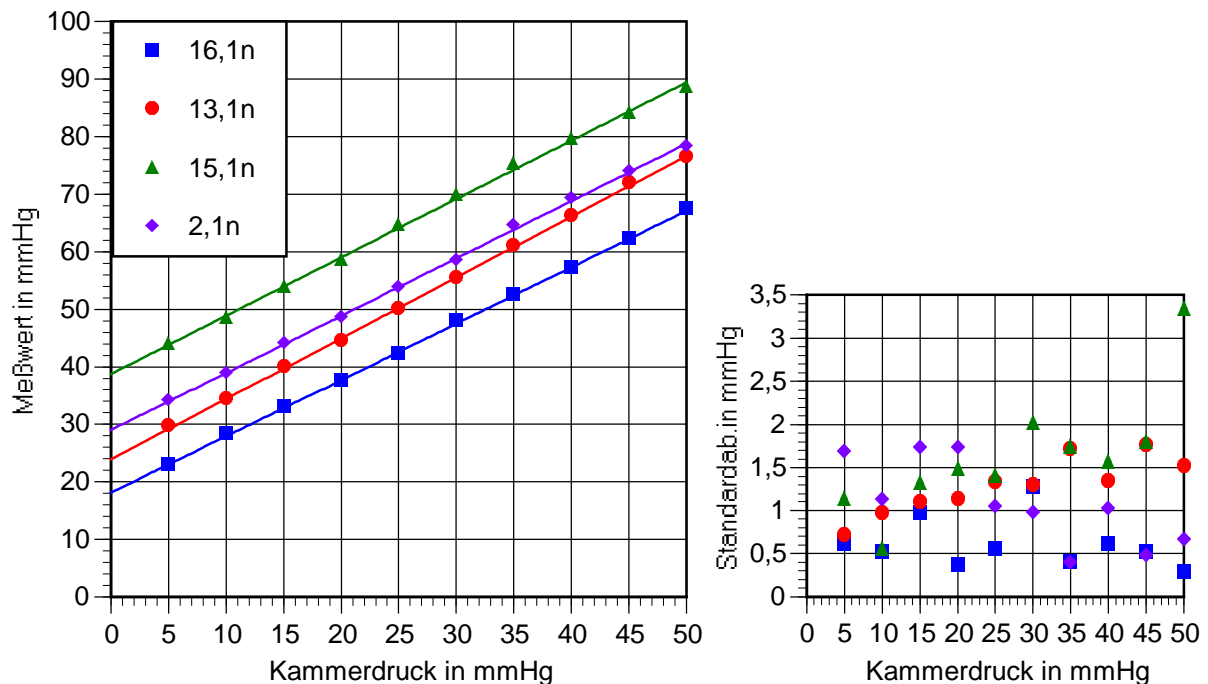


Abb.A16: Mittelwerte von Kalotten der Dicke 0,3mm

Regressionsgeraden:

Material 16: $IOP_{meß} = 0,980424 \cdot IOP + 18,15462$ $r^2 = 0,999$

Material 13: $IOP_{meß} = 1,055436 \cdot IOP + 23,92493$; $r^2 = 0,999$

Material 15: $IOP_{meß} = 1,01218 \cdot IOP + 38,86781$; $r^2 = 0,998$

Material 2: $IOP_{meß} = 0,9954496 \cdot IOP + 29,04739$; $r^2 = 0,999$

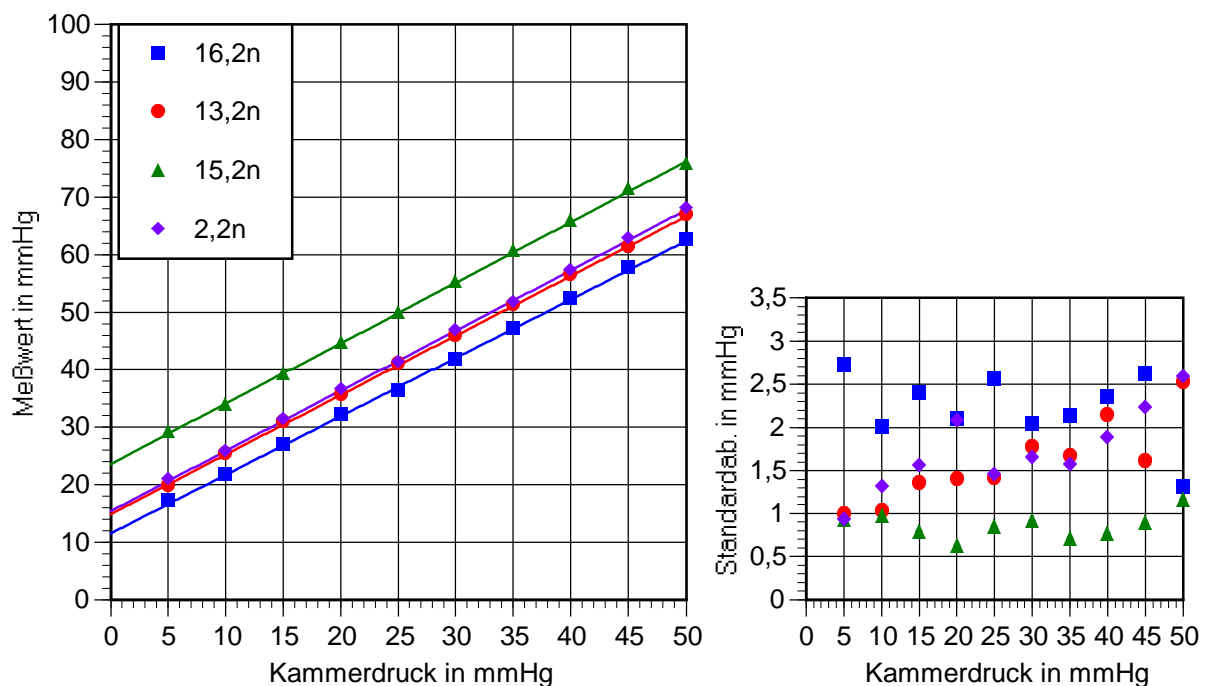


Abb.A17: Mittelwerte von Kalotten der Dicke 0,25mm

Regressionsgeraden:

Material 16: $IOP_{me\beta} = 1,017278 \cdot IOP + 11,5401$; $r^2 = 0,999$

Material 13: $IOP_{me\beta} = 1,035933 \cdot IOP + 14,86738$; $r^2 = 0,999$

Material 15: $IOP_{me\beta} = 1,052992 \cdot IOP + 23,5623$; $r^2 = 0,999$

Material 2: $IOP_{me\beta} = 1,047649 \cdot IOP + 15,38483$; $r^2 = 0,999$

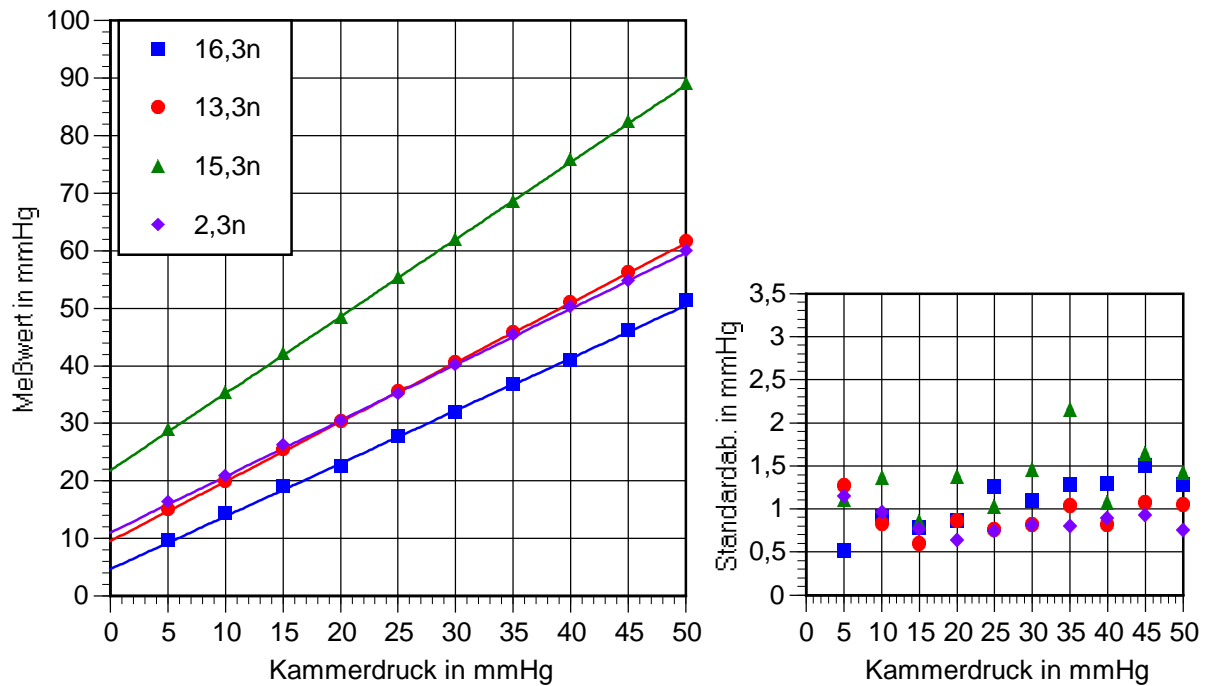


Abb.A18: Mittelwerte von Kalotten der Dicke 0,2mm

Regressionsgeraden:

Material 16: $IOP_{me\beta} = 0,9174733 \cdot IOP + 4,620959$; $r^2 = 0,999$

Material 13: $IOP_{me\beta} = 1,036134 \cdot IOP + 9,498655$; $r^2 = 0,999$

Material 15: $IOP_{me\beta} = 1,339904 \cdot IOP + 21,77975$; $r^2 = 0,999$

Material 2: $IOP_{me\beta} = 0,9734234 \cdot IOP + 10,99147$; $r^2 = 0,999$

Herleitung der Lösungsgleichung für den IOP aus Anstieg und Frequenz für Material 15

Regression der Funktion $IOP=f(A)$ als Polynom 3. Grades, Regression der Funktion $IOP=f(F)$ als lineare Gleichung

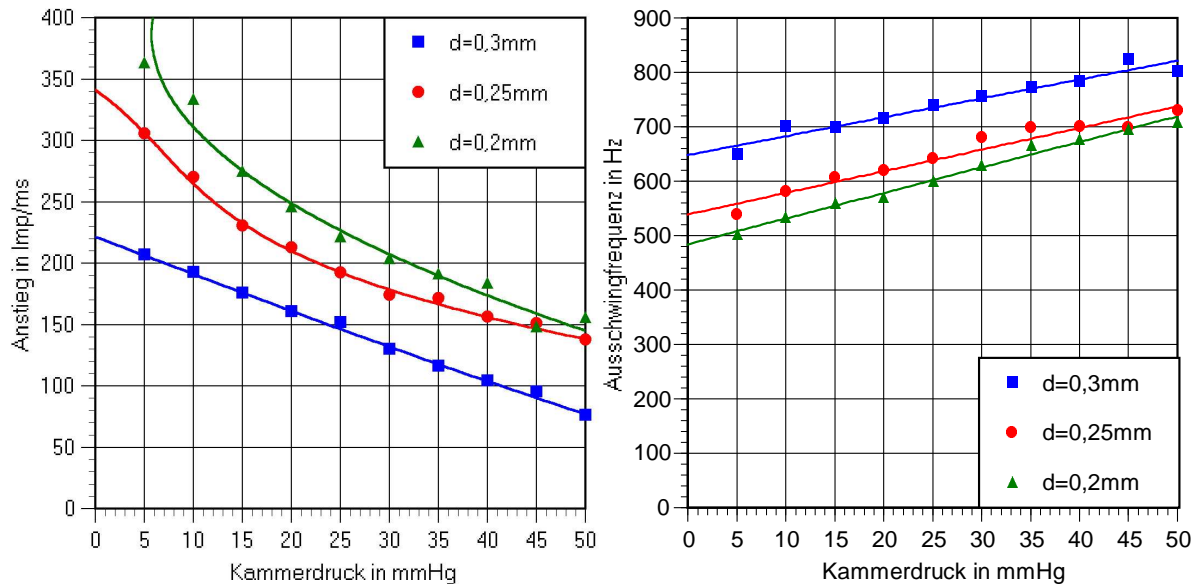


Abb.A19: Anstieg und IOP (links) und Frequenz und IOP (rechts)

Betrachtung des Anstiegs-Druckverlaufes mit dem Ansatz für den Verlauf $IOP=f(A)$:

$$IOP = a \cdot A^3 + b \cdot A^2 + c \cdot A + d,$$

dabei gilt für

$$D=0,3\text{mm} \quad IOP = -8,831948 \cdot 10^{-7} A^3 + 5,889065 \cdot 10^{-4} A^2 - 4,580313 \cdot 10^{-1} A + 82,23059,$$

$$D=0,25\text{mm} \quad IOP = -7,241629 \cdot 10^{-6} A^3 + 6,305405 \cdot 10^{-3} A^2 - 1,946593 A + 217,8048,$$

$$D=0,2\text{mm} \quad IOP = -4,357711 \cdot 10^{-8} A^3 + 7,994248 \cdot 10^{-4} A^2 - 5,984607 \cdot 10^{-1} A + 120,1268.$$

Die Koeffizientenverläufe aus Abb.6.4.10 lassen sich folgendermaßen darstellen:

$$a = 2,711297 \cdot 10^{-3} D^2 - 1,364045 \cdot 10^{-3} D + 1,643135 \cdot 10^{-4},$$

$$b = -2,244496 D^2 + 1,20143 D - 1,334493 \cdot 10^{-1},$$

$$c = 567,3388 D^2 - 282,2651 D + 33,16101,$$

$$d = -4,665044 \cdot 10^4 D^2 + 2,294626 \cdot 10^4 D - 2,603107 \cdot 10^3.$$

Durch Einsetzen der Koeffizienten in die allgemeine Anstiegsgleichung erhält man:

$$\begin{aligned} IOP = & [2,711297 \cdot 10^{-3} D^2 - 1,364045 \cdot 10^{-3} D + 1,643135 \cdot 10^{-4}] A^3 \\ & + [-2,244496 D^2 + 1,20143 D - 1,334493 \cdot 10^{-1}] A^2 \\ & + [567,3388 D^2 - 282,2651 D + 33,16101] A \\ & [-4,665044 \cdot 10^4 D^2 + 2,294626 \cdot 10^4 D - 2,603107 \cdot 10^3] \end{aligned}$$

und geordnet nach D

$$\begin{aligned} IOP = & [2,711297 \cdot 10^{-3} A^3 - 2,244496 A^2 567,3388 A - 4,665044 \cdot 10^4] D^2 \\ & + [-1,364045 \cdot 10^{-3} A^3 + 1,120143 A^2 - 282,2651 A + 2,294626 \cdot 10^4] D \\ & + [1,643135 \cdot 10^{-4} A^3 - 1,334493 \cdot 10^{-1} A^2 + 33,16101 A - 2603,107] \end{aligned}$$

was sich vereinfacht ausdrücken läßt durch

$$IOP = \alpha \cdot D^2 + \beta \cdot D + \gamma.$$

Betrachtung des Frequenz-Druck-Verlaufes mit dem Ansatz für den Druck-Frequenz-Verlauf:

$$IOP = g \cdot F + h,$$

dabei gilt für

$$D=0,3\text{mm} \quad IOP = 2,727484 \cdot 10^{-1} D - 175,3135,$$

$$D=0,25\text{mm} \quad IOP = 2,375815 \cdot 10^{-1} D - 126,4764,$$

$$D=0,2\text{mm} \quad IOP = 2,099854 \cdot 10^{-1} D - 101,3567.$$

Der Koeffizientenverlauf der Frequenzgleichung in Abhängigkeit von der Kalottendicke nach Abb. 6.4.11 läßt sich annähern durch die Gleichungen

$$g = 1,51416 D^2 - 0,12945 D + 0,175309,$$

$$h = -4,74348 \cdot 10^3 D + 1,632172 \cdot 10^3 D - 238,0519.$$

Eingesetzt in die allgemeine Gleichung ergibt sich

$$IOP = (1,51416 D^2 - 0,12945 D + 0,175309) F + (-4,74348 \cdot 10^3 D^2 + 1632,172 D - 238,0519).$$

Diese Gleichung wird nach D geordnet:

$$IOP = (1,51416 F - 4,74348 \cdot 10^3) D^2 + (-0,12945 F + 1632,174) D + 0,175309 F - 238,0519.$$

Aus der Gleichsetzung von Anstiegs- und Frequenzgleichung erhält man

$$\alpha \cdot D^2 + \beta \cdot D + \gamma =$$

$$(1,51416 F - 4,74348 \cdot 10^3) D^2 + (-0,12945 F + 1632,174) D + 0,175309 F - 238,0519$$

bzw.

$$(\alpha - 1,51416 F + 4743,48) D^2 + (\beta + 0,12945 F - 1632,174) D + \gamma - 0,175309 F + 238,0519 = 0$$

bzw. in der Normalform

$$D^2 + \frac{(\beta + 0,12945 F - 1632,174)}{(\alpha - 1,51416 F + 4743,38)} D + \frac{(\gamma - 0,175309 F + 238,0519)}{(\alpha - 1,51416 F + 4743,38)} = 0.$$

Mit der bekannten Lösungsgleichung und den Meßwerten für Anstieg A und Frequenz F erhält man einen Wert für die Dicke D, mit dem in der Anstiegs-oder Frequenzgleichung ein Druckwert berechnet werden kann.

$$D_{1,2} = -\frac{(\beta + 0,12954F - 1632,174)}{2(\alpha - 1,51416F + 4743,38)} \pm \sqrt{\left(\frac{(\beta + 0,12954F - 1632,174)}{2(\alpha - 1,51416F + 4743,38)}\right)^2 - \frac{(\gamma - 0,175309F + 238,0519)}{(\alpha - 1,51416F + 4743,38)}}$$

IOP – Kammerdruck in mmHg

A – Anstieg in Imp/ms

F – Ausschwingfrequenz in Hz

D – Kalottendicke in mm

a, b, c, d – Koeffizienten

g, h – Koeffizienten

Berechnete Werte von Kalottendicke und Kammerdruck für Material 16 nach Messung mit Ultraschall-Strahlungsdruckverformung

D in mm	IOP in mmHg	D (mit g und \bar{h}) in mm	berechneter Druck (mit g und \bar{h})	D (mit g und h) in mm	berechneter Druck (mit g und h)
0,3	5	0,2749	15,66	0,2886	9,13
0,3	10	0,2746	32,38	0,3356	1,33
0,3	15	0,2683	39,85	0,3113	19,20
0,3	20	0,2014	49,18	0,2132	48,61
0,3	25	0,2039	57,01	0,2152	56,39
0,3	30	0,2548	51,85	0,2734	44,85
0,3	35	0,2449	62,88	0,2701	53,59
0,3	40	0,2095	72,26	0,2201	71,49
0,3	45	0,2082	83,20	0,2172	82,82
0,3	50	0,2559	72,43	0,2703	66,59
0,25	5	0,1940	9,87	0,1991	11,55
0,25	10	0,2488	16,21	0,2607	13,80
0,25	15	0,2710	12,44	0,2950	2,29
0,25	20	0,2172	26,33	0,2333	24,61
0,25	25	0,2705	21,89	0,2965	10,43
0,25	30	0,2653	31,00	0,3082	11,91
0,25	35	0,2377	38,28	0,2566	33,62
0,25	40	0,2583	35,77	0,2799	27,61
0,25	45	0,1964	56,14	0,2061	56,11
0,25	50	0,2201	52,98	0,2361	50,32
0,2	5	0,1954	-0,65	0,1972	1,74
0,2	10	0,1967	9,62	0,2006	11,61
0,2	15	0,1919	11,21	0,1985	12,53
0,2	20	0,1844	23,77	0,1939	24,09
0,2	25	0,1983	25,02	0,2114	24,67
0,2	30	0,2058	28,41	0,2205	27,44
0,2	35	0,2198	31,29	0,2365	29,08
0,2	40	0,1801	41,38	0,1871	41,82
0,2	45	0,1788	44,41	0,1851	44,92
0,2	50	0,1742	47,21	0,1789	47,78

Tab.A1: Reale und aus den Meßwerten für Ultraschallverformung berechnete Druckwerte für Material 16

Berechnete Werte von Kalottendicke und Kammerdruck für Material 16 nach Messung mit Luftimpulsverformung

D in mm	IOP in mmHg	D_1	D_2	IOP_1	IOP_2
0,3	5	0,2862	0,1841	9,27	39,23
0,3	10	0,2914	0,1675	13,55	37,11
0,3	15	0,3009	0,1418	14,34	24,32
0,3	20	0,3152	0,1183	11,29	7,53
0,3	25	0,3009	0,1310	25,09	21,99
0,3	30	0,3095	0,1402	24,92	34,55
0,3	35	0,3099	0,1592	30,84	55,09
0,3	40	0,2995	0,1769	39,75	68,97
0,3	45	0,2981	0,1888	46,06	80,90
0,3	50	0,3018	0,1913	49,03	87,21
0,25	5	0,2603	0,2406	-0,83	25,97
0,25	10	0,2585	0,2445	6,40	33,19
0,25	15	0,2584	0,1823	12,97	30,01
0,25	20	0,2538	0,2084	19,59	43,18
0,25	25	0,2579	0,1884	24,19	42,73
0,25	30	0,2727	0,1631	24,08	34,84
0,25	35	0,2675	0,1493	30,47	28,67
0,25	40	0,2234	0,1849	43,01	53,34
0,25	45	0,2510	0,1765	44,46	53,72
0,25	50	0,2236	0,2236	50,08	74,62
0,2	5				
0,2	10				
0,2	15	0,2883	0,2267	-8,63	33,13
0,2	20	0,2314	0,2314	19,12	40,08
0,2	25	0,2267	0,2267	26,01	47,18
0,2	30	0,2369	0,1922	30,80	45,53
0,2	35	0,2330	0,1770	35,52	42,75
0,2	40	0,2462	0,1635	40,77	41,51
0,2	45	0,2585	0,1638	41,49	45,13
0,2	50	0,2226	0,2226	50,78	75,23

Tab.A2: Reale und aus den Meßwerten für Luftimpulsverformung berechnete Druckwerte für Material 16

Berechnete Werte von Kalottendicke und Kammerdruck für Material 15 nach Messung mit Luftimpulsverformung

Kalottendicke in mm	IOP (real) in mmHg	D (berechnet) in mm	IOP (berechnet) in mmHg
0,3	5	0,1792	32,30
0,3	10	0,1602	37,09
0,3	15	0,1731	40,83
0,3	20	0,1701	43,27
0,3	25	0,1399	35,37
0,3	30	0,2087	57,84
0,3	35	0,1966	60,15
0,3	40	0,1934	62,19
0,3	45	0,2018	71,94
0,3	50	0,1901	65,64
0,25	5	0,2040	11,31
0,25	10	-0,1054	-343,53
0,25	15	0,1879	25,03
0,25	20	0,2031	28,38
0,25	25	0,2117	32,98
0,25	30	0,1914	40,76
0,25	35	0,1781	41,79
0,25	40	0,2254	44,53
0,25	45	0,2137	45,18
0,25	50	0,1824	49,01
0,2	5	0,1892	3,96
0,2	10	0,2174	9,34
0,2	15	0,2145	15,44
0,2	20	0,2141	17,46
0,2	25	0,2268	21,90
0,2	30	0,2036	30,78
0,2	35	0,1834	36,36
0,2	40	0,1824	38,56
0,2	45	0,2012	44,58
0,2	50	0,1865	45,76

Tab.A3: Gegenüberstellung von Kammerdruck, berechneter Dicke und berechnetem Druck für Material 15

Berechnete Druckwerte einzelner Kalotten für Material 16

IOP in mmHg	Mittelw. 16,1n1	M-Mittel 16,1n1	Mittelw. 16,1n2	M-Mittel 16,1n2	Mittelw. 16,1n3	M-Mittel 16,1n3	Mittelw. 16,1n4	M-Mittel 16,1n4	Mittelw. 16,1n5	M-Mittel 16,1n5
5	15,06	7,34	0,66	-3,50	12,07	11,96	5,08	5,84	17,81	18,97
10	15,65	18,04	3,93	7,22	8,92	11,28	21,96	16,97	16,61	18,26
15	23,03	17,82	16,08	10,56	5,01	9,51	19,21	20,42	15,91	17,64
20	21,73	19,92	12,27	9,21	4,5	1,36	10,93	20,74	-0,03	6,44
25	20,10	18,87	24,31	24,57	41,89	38,98	18,17	18,27	19,61	22,50
30	22,31	22,35	27,70	30,07	7,50	14,57	29,46	31,06	23,19	27,70
35	22,18	26,87	9,46	11,37	31,57	32,33	34,09	38,46	40,87	42,79
40	53,23	41,35	15,75	15,18	37,68	32,88	60,01	52,65	47,93	48,41
45	38,39	38,25	10,89	15,83	56,92	56,01	45,90	47,06	64,13	63,24
50	36,40	40,09	46,22	49,89	60,12	58,70	39,92	38,82	52,77	57,61

IOP in mmHg	Mittelw. 16,2n1	M-Mittel 16,2n1	Mittelw. 16,2n2	M-Mittel 16,2n2	Mittelw. 16,2n3	M-Mittel 16,2n3	Mittelw. 16,2n4	M-Mittel 16,2n4	Mittelw. 16,2n5	M-Mittel 16,2n5
5										
10	1,28	3,18								
15	-17,04	-21,04	0,94	7,03	14,84	14,02	-6,12	4,36	-38,90	13,07
20	16,75	16,66	25,36	18,72	19,06	20,99	16,08	19,31	19,81	20,69
25	10,23	15,23	23,34	23,48	34,81	26,35	29,14	27,12	28,18	27,19
30	23,81	24,88	16,90	18,97	28,54	23,80	16,48	21,65	23,13	26,13
35	24,35	24,46	21,97	23,73	32,57	30,70	40,39	38,80	24,22	24,38
40	29,19	27,47	48,64	43,50	46,62	35,47	45,35	43,53	34,56	33,94
45	34,48	32,95	54,65	49,33	54,17	44,38	50,59	45,61	38,81	36,11
50	35,93	35,45	53,55	53,88	53,50	51,08	52,43	49,92	51,04	46,05

IOP in mmHg	Mittelw. 16,3n1	M-Mittel 16,3n1	Mittelw. 16,3n2	M-Mittel 16,3n2	Mittelw. 16,3n3	M-Mittel 16,3n3	Mittelw. 16,3n4	M-Mittel 16,3n4	Mittelw. 16,3n5	M-Mittel 16,3n5
5										
10										
15							-1,44	-3,11	12,07	7,55
20	16,12	15,96	26,69	15,41	18,16	17,66	16,45	15,90	31,13	17,17
25	15,92	16,78	27,51	24,02	31,05	23,05	27,52	22,40	24,53	24,58
30	21,15	18,87	27,02	27,18	30,76	28,40	34,31	29,41	36,94	25,69
35	30,67	28,26	27,10	25,58	34,50	34,53	32,90	32,91	21,38	21,33
40	33,19	35,49	41,64	24,66	35,72	30,99	51,23	30,52	25,48	25,81
45	37,88	41,28	31,71	35,10	50,81	37,50	44,73	41,63	23,60	24,65
50	42,11	44,41	39,04	39,56	32,54	34,02	48,36	48,69	35,09	37,31

Tab.A4: Berechnete Druckwerte der einzelnen Kalotten für Material 16 in mmHg

Berechnete Druckwerte einzelner Kalotten für Material 15

IOP in mmHg	Mittelw. 15,1nn1	M-Mittel 15,1nn1	Mittelw. 15,1nn2	M-Mittel 15,1nn2	Mittelw. 15,1nn3	M-Mittel 15,1nn3	Mittelw. 15,1nn4	M-Mittel 15,1nn4	Mittelw. 15,1nn5	M-Mittel 15,1nn5
5	31,03	30,82	35,49	34,86	30,15	29,72	32,15	31,29	31,11	29,96
10	36,36	35,60	40,38	39,95	34,64	33,91	37,46	35,75	34,63	32,36
15	39,41	39,21	38,65	37,50	39,28	39,19	40,56	40,11	39,19	39,08
20	45,00	42,45	42,11	35,75	41,77	42,43	42,25	41,51	43,59	41,47
25	39,22	-69,11	52,91	48,58	41,73	42,51	36,86	37,93	38,67	37,23
30	47,37	46,73	62,65	61,51	56,09	48,22	51,02	51,29	-194,66	-90,15
35	50,56	50,73	56,61	21,64	65,10	64,25	56,57	59,88	64,69	63,02
40	60,08	60,01	54,02	54,24	57,77	57,93	68,28	66,67	71,92	70,95
45	61,47	60,67	64,37	64,02	67,96	68,01	87,84	88,18	75,88	74,87
50			61,61	61,73	69,63	69,53				

IOP in mmHg	Mittelw. 15,2n1	M-Mittel 15,2n1	Mittelw. 15,2n2	M-Mittel 15,2n2	Mittelw. 15,2n3	M-Mittel 15,2n3	Mittelw. 15,2n4	M-Mittel 15,2n4	Mittelw. 15,2n5	M-Mittel 15,2n5
5	6,66	8,41	12,48	-23,53	11,73	11,01			7,88	6,63
10	15,13	-13,29	-12,85	6,57	-5,84	8,50	-486,43	-6,30	-32,91	2,05
15	26,89	20,78	20,74	21,36	20,26	13,27	27,27	24,07	21,78	16,99
20	28,67	27,61	28,66	25,79	28,91	28,01	27,03	26,36	21,89	21,01
25	29,36	29,39	32,31	29,96	34,21	32,98	32,87	33,81	27,61	28,54
30	33,19	33,66	39,14	38,99	37,81	37,29	38,31	39,48	39,64	33,68
35	38,22	38,22	41,56	40,88	38,41	37,69	41,69	37,55	36,85	35,41
40	45,81	40,38	-40,06	40,91	42,07	41,18	41,37	40,11	39,69	40,14
45	44,40	44,26	27,28	30,76	41,86	40,68	48,36	42,70	45,44	36,13
50	3,92	38,97			46,55	35,19			36,34	35,92

IOP in mmHg	Mittelw. 15,3n1	M-Mittel 15,3n1	Mittelw. 15,3n2	M-Mittel 15,3n2	Mittelw. 15,3n3	M-Mittel 15,3n3	Mittelw. 15,3n4	M-Mittel 15,3n4	Mittelw. 15,3n5	M-Mittel 15,3n5
5	1,17	-7,02			3,32	2,35	1,67	-36,79	6,68	6,08
10	8,48	8,09	12,81	10,26	10,17	6,27	9,95	7,71	10,57	10,06
15	12,33	16,91	14,21	-121,83	-125,66	-232,01	15,41	-171,62	13,53	11,91
20	17,10	17,19	17,64	-33,43	15,26	15,38	15,63	13,02	13,46	0,78
25	29,95	26,90	24,60	21,01	18,30	18,39	19,26	19,18	19,79	19,86
30	35,72	35,39	31,46	28,69	25,13	25,65	25,63	26,77	21,32	21,35
35	37,01	34,68	33,21	31,33	32,18	30,17	30,71	30,48	29,99	31,06
40	38,32	34,04	35,81	34,54	34,77	32,21	34,41	34,11	31,05	31,63
45	38,85	37,22	40,90	37,91			44,06	37,92	41,78	41,61
50	39,41	39,86	43,43	41,32			-74,92	36,72		

Tab.A5: Berechnete Druckwerte der einzelnen Kalotten für Material 15 in mmHg

Kalottenmittelwerte für Anstieg und Frequenz für Material 16 (Luftimpulsverformung)

16,1n	n1		n2		n3		n4		n5		Mittelw.	Mittelw.
mmHg	A [Imp/ms]	f [Hz]	A [Imp/ms]	f [Hz]	A [Imp/ms]	f [Hz]	A [Imp/ms]	f [Hz]	A [Imp/ms]	f [Hz]	A [Imp/ms]	f [Hz]
5	401,8	486,2	471	459,4	391,4	478,2	458,6	456	382,6	463,4	421,08	468,64
10	337	493,4	385,2	496,4	352,8	502,4	352,6	487	351,6	484,6	355,84	492,76
15	306,4	517	337,6	512,4	305,8	531	310,4	509	318,8	507,8	315,8	515,44
20	283,8	531	290	541,2	281,4	556,6	282,6	530,6	293	542,6	286,16	540,4
25	251,6	559	263,6	545,8	238	554,2	270,4	545,6	266	547	257,92	550,32
30	245	569,6	243,4	562,4	242,4	584,4	241,8	563,2	240,8	569,4	242,68	569,8
35	225	595,6	242,2	588,2	222,4	592	216,6	593,6	219,8	579,8	225,2	589,84
40	219,2	574,6	237	590,8	213,2	611,6	199,4	603	205,8	594,6	214,92	594,92
45	210	607,4	221	622,4	190,4	615	201,6	608,8	184,2	608	201,44	612,32
50	203,8	627	192	629,2	181,4	632,6	202,6	625,4	182,4	634,8	192,44	629,8

16,2n	n1		n2		n3		n4		n5		Mittelw.	Mittelw.
mmHg	A [Imp/ms]	f [Hz]	A [Imp/ms]	f [Hz]	A [Imp/ms]	f [Hz]	A [Imp/ms]	f [Hz]	A [Imp/ms]	f [Hz]	A [Imp/ms]	f [Hz]
5			639,6	392,6							639,6	392,6
10	779,6	393,6	503,6	443,8	520	404,2	536,8	418			585	414,9
15	547,4	395,4	465,2	449,4	415,6	434	459,8	465,8	504,2	441,6	478,44	437,24
20	450,2	424	372,2	469,4	385,8	455	366	470,4	391,4	453,4	393,12	454,44
25	398,8	460,4	338	480,2	333,4	474,2	319,6	483,8	327	476	343,36	474,92
30	359,8	453	316,4	507	313,4	496,4	306,2	510,8	301	505	319,36	494,44
35	345	472	287,2	523	274,2	515,8	271,2	512,2	279,4	518,4	291,4	508,28
40	290,6	469,8	243,8	536,4	258	527,6	246,6	534	263,2	528,2	260,44	519,2
45	285,8	494	227,8	552,6	233	553,2	235,4	551,8	253,2	536	247,04	537,52
50	271	506,8	206,2	561,2	220,8	549,2	208,2	565,4	236,2	543,4	228,48	545,2

16,3n	n1		n2		n3		n4		n5		Mittelw.	Mittelw.
mmHg	A [Imp/ms]	f [Hz]	A [Imp/ms]	f [Hz]	A [Imp/ms]	f [Hz]	A [Imp/ms]	f [Hz]	A [Imp/ms]	f [Hz]	A [Imp/ms]	f [Hz]
5												
10												
15			487,8	403,6			543	417,4	584,4	420,6	538,4	413,86
20	470,8	420,2	420,2	436,4	438,2	430,6	437,8	440,4	404,4	446,2	434,28	434,76
25	408,4	450,2	365	455,2	350,6	463,6	353,8	468,2	351,8	451,2	365,92	457,68
30	326,8	496,6	323,2	460,8	319,2	473,4	312,2	482,4	317,8	484,4	319,84	479,52
35	288,4	482,6	325,4	483,4	284	492,8	275,6	497	296,8	516,6	294,04	494,48
40	258	499,4	286	509,2	269	518,6	245,6	538,2	262,4	538,8	264,2	520,84
45	249,2	519,2	266,8	527	250,6	535,8	249,6	527,4	247,8	563,8	252,8	534,64
50	229,6	524,8	238,4	544,4	237,6	562,2	222	540,4	233,2	567,2	232,16	547,8

Tab.A7: Anstieg und Ausschwingfrequenz der Kalotten nach Luftimpulsanregung (Mittelwerte aus 5 Meßwerten je Kammerdruckeinstellung) für Material 16

Kalottenmittelwerte für Anstieg und Frequenz für Material 15 (Luftimpulsverformung)

15,1n	n1		n2		n3		n4		n5		Mittelw.	Mittelw.
mmHg	A [Imp/ms]	f [Hz]	A [Imp/ms]	f [Hz]	A [Imp/ms]	f [Hz]	A [Imp/ms]	f [Hz]	A [Imp/ms]	f [Hz]	A [Imp/ms]	f [Hz]
5	212	660,2	197	676,8	212,6	634,8	202	637,4	206,6	633,4	206,04	648,52
10	195,2	709,2	173,8	676,6	199,8	671	190,8	720,8	201	721,6	192,12	699,84
15	181,4	694	158,2	742,8	180,6	681,8	176,2	701,4	178,2	671,8	174,92	698,36
20	158,6	702,8	156,8	724,6	156,8	726,2	165,6	714,6	162	706,8	159,96	715
25	152,4	731,8	129,2	741	158,8	726,4	157,2	749,2	157,8	742	151,08	738,08
30	118,6	727,6	117,8	778,8	132,4	757,6	133,4	734	143,8	779,6	129,2	755,52
35	116,4	738	117,6	757,8	91,4	797,6	130,8	772,6	120,6	788,8	115,36	770,96
40	113,8	771,4	91,2	752,4	90,8	767,8	114,2	803,4	107	820	103,4	783
45	108,4	778,6	95,2	793,8	63,6	813,6	107,6	896,6	99,6	838,6	94,88	824,24
50			79,6	784,8	71,8	820					75,7	802,4

15,2n	n1		n2		n3		n4		n5		Mittelw.	Mittelw.
mmHg	A [Imp/ms]	f [Hz]	A [Imp/ms]	f [Hz]	A [Imp/ms]	f [Hz]	A [Imp/ms]	f [Hz]	A [Imp/ms]	f [Hz]	A [Imp/ms]	f [Hz]
5	276,8	537,2	286,4	542,6	307,2	544			349,6	524,4	305	537,05
10	254,4	580,8	262,4	579,4	280,8	570,4	269,4	593	279,2	575,4	269,24	579,8
15	224	621,6	231,4	590,2	239,4	617	211,8	613,6	241,4	587	229,6	605,88
20	206,2	620,2	215,2	621,2	216	625,6	199,8	623,6	223,2	597,4	212,08	617,6
25	181	632,8	203,2	640,6	197	650,6	180,6	650	195,6	626,2	191,48	640,04
30	175,6	650,4	182,8	696	186,4	675,6	144,2	704	177,6	676,4	173,32	680,48
35	158,4	668	166,2	723,2	186,6	711	166,2	721,4	175,6	661,4	170,6	697
40	156,6	702,6	143,4	731	169	687,8	145,8	690,2	163,6	678,4	155,68	698
45	156	697,6	133,2	691	155,4	684,2	148,6	711,4	157,8	700	150,2	696,84
50	144	728,8			136,6	753,6			129,5	702,5	136,7	728,3

15,3n	n1		n2		n3		n4		n5		Mittelw.	Mittelw.
mmHg	A [Imp/ms]	f [Hz]	A [Imp/ms]	f [Hz]	A [Imp/ms]	f [Hz]	A [Imp/ms]	f [Hz]	A [Imp/ms]	f [Hz]	A [Imp/ms]	f [Hz]
5	373,8	494,2			352	500	385,8	501,2	338,8	514,4	362,6	502,45
10	374,4	528,6	383,4	543,8	311	531,2	304,4	530,2	290,6	535	332,76	533,76
15	260,2	569,6	284,2	552,2	267,6	574,6	275	556,8	283	547,2	274	560,08
20	231,6	571,8	251,8	567,6	233,6	562	250,2	592,8	260,4	551,6	245,52	569,16
25	214,2	638,6	226,6	599,8	220,4	579,8	209,4	585,4	234	584,8	220,92	597,68
30	193,8	664,2	210,2	653,8	204,4	614,4	197,8	616,6	208,6	595,6	202,96	628,92
35	190	770,8	193,2	640,4	196,4	635,6	185,4	640,2	188,8	637,2	190,76	664,84
40	177,2	775	190	656	195,8	655,2	177,2	656,8	174,8	639,6	183	676,52
45	172	668,6	173,6	684,6			145,4	721,4	99,66	704	147,66	694,65
50	157,6	673,4	164	699,2			144	752,6			155,2	708,4

Tab.A8: Anstieg und Ausschwingfrequenz der Kalotten nach Luftimpulsanregung (Mittelwerte aus 5 Meßwerten je Kammerdruckeinstellung) für Material 15

Aus Anstieg und Frequenz separat berechneter Kammerdruck für Material 16

M16,1	IOP(A(n1))	IOP (F(n1))	IOP (A(n2))	IOP (F(n2))	IOP A(n3))	IOP (F(n3))	IOP (A(n4))	IOP (F(n4))	IOP (A(n5))	IOP (F(n5))
mmHg										
5	16,81	22,14	13,20	13,93	17,60	19,69	13,69	12,89	18,33	15,15
10	23,296	24,34	18,11	25,26	21,33	27,10	21,35	22,38	21,47	21,65
15	27,95	31,57	23,21	30,16	28,05	35,85	27,27	29,12	25,91	28,75
20	32,20	35,85	30,96	38,98	32,70	43,69	32,45	35,73	30,38	39,41
25	39,64	44,43	36,67	40,39	43,32	42,96	35,09	40,33	36,10	40,75
30	41,39	47,67	41,82	45,47	42,10	52,21	42,26	45,71	42,54	47,61
35	47,16	55,64	42,15	53,37	47,97	54,53	49,81	55,02	48,78	50,80
40	48,98	49,21	43,61	54,17	50,93	60,54	55,69	57,90	53,43	55,33
45	51,99	59,25	48,40	63,84	59,01	61,58	54,90	59,68	61,40	59,43
50	54,13	65,25	58,41	65,92	62,51	66,97	54,55	64,76	62,11	67,64
M16,2	IOP(A(n1))	IOP (F(n1))	IOP (A(n2))	IOP (F(n2))	IOP A(n3))	IOP (F(n3))	IOP (A(n4))	IOP (F(n4))	IOP (A(n5))	IOP (F(n5))
mmHg										
5			4,71	-6,52						
10	-20,78	-6,21	12,04	9,15	11,48	-2,96	10,88	1,25		
15	10,48	-5,66	13,42	10,87	15,89	6,15	13,64	15,89	12,02	8,48
20	14,06	3,09	19,28	16,99	18,06	12,58	19,90	17,30	17,60	12,09
25	17,03	14,24	23,16	20,30	23,78	18,46	25,79	21,40	24,68	19,01
30	20,55	11,97	26,29	28,51	26,77	25,26	27,98	29,67	28,9	27,89
35	22,26	17,79	31,51	33,41	34,24	31,20	34,91	30,10	33,12	32
40	30,84	17,11	41,71	37,51	38,03	34,81	40,96	36,77	36,77	35,01
45	31,80	24,52	46,31	42,47	44,76	42,65	44,06	42,22	39,23	37,39
50	34,96	28,44	53,29	45,10	48,47	41,43	52,61	46,39	43,83	39,65
M16,3	IOP(A(n1))	IOP (F(n1))	IOP (A(n2))	IOP (F(n2))	IOP A(n3))	IOP (F(n3))	IOP (A(n4))	IOP (F(n4))	IOP (A(n5))	IOP (F(n5))
mmHg										
5										
10										
15			12,58	-3,15			10,65	1,073	8,75	2,053
20	13,20	1,93	15,61	6,89	14,62	5,11	14,64	8,11	16,63	9,89
25	16,35	11,11	20	12,64	21,59	15,22	21,22	16,62	21,45	11,42
30	24,71	25,32	25,24	14,36	25,85	18,22	26,97	20,97	26,07	21,58
35	31,27	21,03	24,92	21,28	32,16	24,16	33,94	25,44	29,66	31,44
40	38,03	26,18	31,75	29,18	35,41	32,06	41,23	38,06	36,96	38,24
45	40,27	32,24	35,92	34,63	39,90	37,32	40,16	34,75	40,64	45,90
50	45,76	33,96	43,21	39,96	43,44	45,41	48,09	38,73	44,70	46,94

Tab.A8.: Separat aus Anstieg (A) und Ausschwingfrequenz (F) berechnete Kammerdruckwerte für Material 16

Aus Anstieg und Frequenz separat berechneter Kammerdruck für Material 15

M15,1	IOP A(n1)	IOP F(n1)	IOP A(n2)	IOP F(n2)	IOP A(n3)	IOP F(n3)	IOP A(n4)	IOP F(n4)	IOP A(n5)	IOP F(n5)
mmHg										
5										
10	18,7	25,5	22,39	29,52	18,56	19,36	21,1	19,99	19,97	19,02
15	22,8	37,35	29,17	29,47	21,66	28,11	24,07	40,16	21,36	40,35
20	26,8	33,67	34,58	45,48	27,04	30,72	28,41	35,46	27,78	28,31
25	34,43	35,8	35,1	41,08	35,1	41,46	31,92	38,66	33,19	36,77
30	36,78	42,82	46,7	45,04	34,35	41,51	34,95	47,02	34,72	45,28
35	51,88	41,8	52,29	54,18	45,22	49,06	44,76	43,35	40,24	54,38
40	53,01	44,32	52,39	49,1	67,24	58,73	45,95	52,68	50,87	56,60
45	54,37	52,39	67,37	47,8	67,62	51,52	54,16	60,13	58,06	64,15
50	57,28	54,13	64,91	57,81	86,33	62,6	57,72	82,67	62,28	68,65
M15,2	IOP A(n1)	IOP F(n1)	IOP A(n2)	IOP F(n2)	IOP A(n3)	IOP F(n3)	IOP A(n4)	IOP F(n4)	IOP A(n5)	IOP F(n5)
mmHg										
5	7,30	-4,23	6,03	-2,93	3,46	-2,59			-1,66	-7,33
10	10,58	6,3	9,35	5,96	6,76	3,78	8,33	9,25	6,97	4,99
15	16,09	16,17	14,61	8,57	13,12	15,05	18,74	14,23	12,76	7,8
20	20,07	15,83	17,97	16,07	17,8	17,13	21,66	16,65	16,25	10,31
25	26,92	18,87	20,8	20,76	22,39	23,18	27,04	23,03	22,76	17,28
30	28,6	23,13	26,37	34,16	25,32	29,23	40,07	36,09	27,96	29,42
35	34,5	27,39	31,72	40,74	25,26	37,79	31,72	40,3	28,6	25,79
40	35,17	35,75	40,4	42,62	30,76	32,18	39,41	32,76	32,62	29,90
45	35,40	34,55	44,8	32,95	35,62	31,3	38,27	37,88	34,72	35,13
50	40,15	42,09			43,33	48,09			46,56	35,73
M15,3	IOP A(n1)	IOP F(n1)	IOP A(n2)	IOP F(n2)	IOP A(n3)	IOP F(n3)	IOP A(n4)	IOP F(n4)	IOP A(n5)	IOP F(n5)
mmHg										
5	-4,98	-14,63			-1,97	-13,23	-6,84	-12,94	-0,31	-9,75
10	-5,07	-6,31	-6,45	-2,64	3	-5,69	3,79	-5,9	5,49	-4,77
15	9,68	3,59	6,318	-0,61	8,58	4,8	7,54	0,5	6,47	-1,82
20	14,57	4,12	11	3,11	14,19	1,75	11,26	9,2	9,65	-0,75
25	18,2	20,28	15,56	10,89	16,84	6,06	19,3	7,41	14,11	7,27
30	23,24	26,47	19,12	23,95	20,51	14,42	22,18	14,96	19,49	9,88
35	24,29	52,25	23,41	20,71	22,55	19,55	25,61	20,66	24,63	19,94
40	28,09	53,26	24,29	24,49	22,71	24,29	28,09	24,68	28,85	20,52
45	29,76	27,53	29,24	31,4			39,57	40,3	62,24	36,09
50	34,8	28,69	32,48	34,93			40,15	47,85		

Tab.A9.: Separat aus Anstieg (A) und Ausschwingfrequenz (F) berechnete Kammerdruckwerte für Material 15

Differenz von anstiegs- und frequenzberechnetem Kammerdruck für Mat. 16

mmHg	16,1n1	16,1n2	16,1n3	16,1n4	16,1n5
5	-5,32	-0,73	-2,08	0,80	3,17
10	-1,04	-7,15	-5,76	-1,02	-0,17
15	-3,62	-6,94	-7,80	-1,84	-2,83
20	-3,65	-8,01	-10,99	-3,28	-9,02
25	-4,78	-3,71	0,36	-5,23	-4,64
30	-6,28	-3,64	-10,11	-3,45	-5,07
35	-8,47	-11,21	-6,56	-5,21	-2,01
40	-0,22	-10,55	-9,61	-2,21	-1,89
45	-7,25	-15,43	-2,56	-4,77	1,97
50	-11,12	-7,51	-4,45	-10,21	-5,52

mmHg	16,2n1	16,2n2	16,2n3	16,2n4	16,2n5
5					
10	-14,57	2,88	14,45	9,63	
15	16,14	2,55	9,73	-2,24	3,54
20	10,96	2,29	5,47	2,59	5,50
25	2,79	2,86	5,31	4,38	5,66
30	8,57	-2,21	1,51	-1,68	1,00
35	4,47	-1,89	3,04	4,81	1,12
40	13,72	4,20	3,21	4,18	1,76
45	7,23	3,83	2,10	1,84	1,84
50	6,51	8,19	7,04	6,21	4,18

mmHg	16,3n1	16,3n2	16,3n3	16,3n4	16,3n5
5					
10					
15		15,74		9,57	6,71
20	11,27	8,72	9,51	6,53	6,74
25	5,24	7,35	6,37	4,59	10,02
30	-0,61	10,88	7,63	5,99	4,48
35	10,24	3,63	8,01	8,49	-1,78
40	11,84	2,57	3,35	3,16	-1,28
45	8,02	1,28	2,57	5,41	-5,21
50	11,80	3,25	-1,97	9,35	-2,24

Tab.A10: Differenzwerte IOP(A)-IOP(F) für Material 16

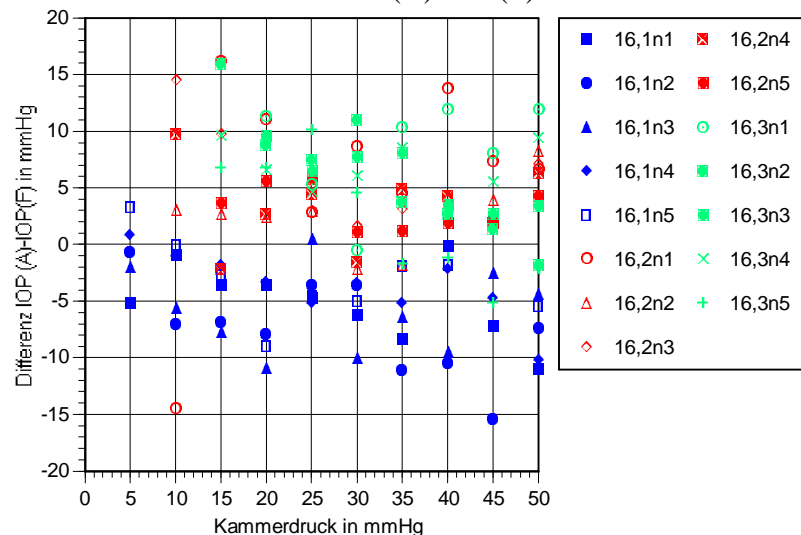


Abb.A20: Darstellung der Differenzwerte für Material 16

Differenz von anstiegs- und frequenzberechnetem Kammerdruck für Mat. 15

mmHg	15,1n1	15,1n2	15,1n3	15,1n4	15,1n5
5	-6,81	-7,12	-0,79	1,16	0,94
10	-14,48	-0,29	-6,45	-16,08	-18,99
15	-6,87	-10,9	-3,68	-7,05	-0,52
20	-1,37	-5,97	-6,36	-6,73	-3,57
25	-6,04	1,66	-7,15	-12,07	-10,55
30	10,08	-1,89	-3,83	1,41	-14,13
35	8,69	3,28	8,51	-6,72	-5,72
40	1,97	19,56	16,09	-5,97	-6,08
45	3,14	7,09	23,73	-24,94	-6,36
50		19,26	16,17		

mmHg	15,2n1	15,2n2	15,2n3	15,2n4	15,2n5
5	11,54	8,96	6,05		5,66
10	4,28	3,38	2,97	-0,92	1,98
15	-0,08	6,03	-1,93	4,51	4,96
20	4,23	1,9	0,66	5,01	5,93
25	8,04	0,04	-0,78	4,01	5,48
30	5,46	-7,78	-3,91	3,97	-1,45
35	7,11	-9,02	-12,52	-8,58	2,80
40	-0,58	-2,21	-1,41	6,65	2,72
45	0,85	11,90	4,31	0,39	-0,41
50	-1,93		-4,75		10,82

mmHg	15,3n1	15,3n2	15,3n3	15,3n4	15,3n5
5	9,65		11,25	6,1	9,43
10	1,24	-3,81	8,69	9,73	10,26
15	6,08	6,93	3,78	7,04	8,29
20	10,44	7,89	12,43	2,05	10,41
25	-2,07	4,66	10,78	11,89	6,84
30	-3,22	-4,83	6,08	7,22	9,61
35	-27,95	2,69	2,99	4,94	4,69
40	-25,17	-0,19	-1,58	3,41	8,33
45	2,22	-2,16		-0,72	26,15
50	6,11	-2,44		-7,69	

Tab.A11: Differenzwerte IOP(A)-IOP(F) für Material 15

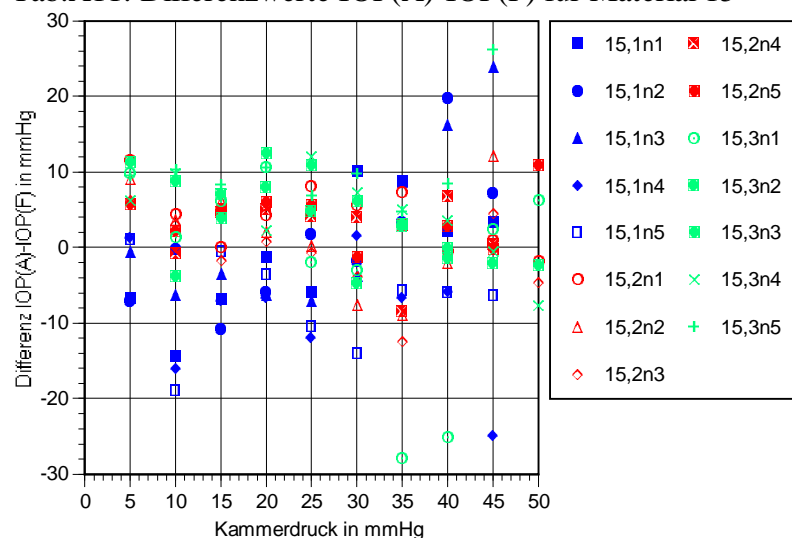


Abb.A21: Darstellung der Differenzwerte für Material 15

Thesen zur Dissertationsschrift

„Untersuchungen zu einem neuen Verfahren zur berührungslosen Bestimmung des Augeninnendrucks unter Berücksichtigung des Einflusses der Korneadicke“

1. Die Bestimmung des Augeninnendrucks (IOP) ist ein wesentlicher Punkt zur Risikoabschätzung, Therapieführung und -kontrolle des Erkrankungsbildes des Glaukoms. Zum Einsatz gelangen Tonometer, die den IOP indirekt über die Messung einer Hilfsgröße erfassen. Die Routinediagnostik erfordert unkomplizierte, berührungslose Konzepte.
2. Die tonometrischen Meßwerte hängen nicht nur vom IOP ab, sondern werden mitbestimmt von den elastischen Eigenschaften und der Dicke der Kornea des Auges. Eine Kompensation erfolgt nur an Tonometern nach dem Goldmann-Prinzip und auch dort nur in engem Rahmen.
3. Berührungslose Luftimpuls-Tonometer (NCT) erfassen die Meßwerte ohne Berücksichtigung der Korneadicke, was zu Abweichungen von 1mmHg je 0,01mm Dickenabweichung der Kornea von einer mittleren Dicke von 0,51mm führen kann. Dies schränkt die diagnostische Wertigkeit der Messung ein.
4. Zielstellung der vorliegenden Arbeit ist, einen berührungslosen Verfahrensansatz zur IOP-Messung auf seine Eignung zur Berücksichtigung des Einflusses der Kornea auf das Endergebnis zu untersuchen. Die provozierte Verformung der Kornea soll dabei entweder über einen Luftimpuls mit definierten Parametern oder über einen ebensolchen Ultraschall-Strahlungsdruckimpuls erfolgen. Zur Messung des gesamten Verformungsvorganges wird ein modifiziertes Planspiegelinterferometer nach Michelson eingesetzt.
5. Gemessen werden soll dabei sowohl der zeitliche Anstieg der Verformung der Augen- bzw. Meßoberfläche als auch das Ausschwingen.
6. Zur Untersuchung des Meßverfahrens wird in einer zusätzlichen Aufgabenstellung zunächst ein künstliches Meßobjekt (Augenphantom) entwickelt, das an klassischen Tonometern eingesetzt werden soll (Test, Kalibrationskontrolle), dessen mechanisches Verhalten dem des Auges nahekommen soll und dessen Innendruck einstellbar ist. Reduziert wurde diese Zielstellung auf die möglichst realitätsnahe Nachbildung der Kornea über den Schermodul.
7. Es wurden insgesamt 16 Materialien auf ihre Eignung untersucht, deren Anzahl sich auf 4 für klassisch tonometrische Messungen am Augenphantom verringerte.
8. Das Augenphantom wurde an Selbsttonometern des Typs Ocuton A und S und an einem Non-Contact-Tonometer des Typs CT20D (Topcon) erprobt. Die Technologie der Herstellung und die Geometrie der Meßoberfläche wurde mehrfach überarbeitet. Als Parameter wurden der Schermodul (Materialwahl) und die Dicke des Materials (Kalottendicke) gewählt.

9. Das Augenphantom hat sich an klassischen Tonometern als einsatzfähig erwiesen. Der Anstieg der Kalibrierkurve unterscheidet sich jedoch deutlich von 1, der Offset liegt über 0. Weiterhin sind diese Parameter abhängig vom Tonometerprinzip. Eine gerätespezifische Kalibrierung ist unumgänglich. Aussagen und Vorhersagen über das mechanische Verhalten am tonometrischen Versuchsaufbau (LIT) waren nicht abzuleiten.
10. Zur Untersuchung am LIT wurden die ursprünglich verwendeten 4 Materialien der Kalotten auf 2 Materialien stark differierenden Schermoduls (sehr schersteif, sehr weich) in den Dicken 0,2, 0,25mm und 0,3mm reduziert.
11. Die Problematik der Lasersicherheit am Auge wurde untersucht und das verwendete Laserinterferometer an die Meßaufgabe angepaßt.
12. Erste Messungen erfolgten mit einem Ultraschall-Strahlungsdrucktransducer zur Korneaverformung am Phantom. Die geforderte maximale Ultraschalleistung in Luft konnte dabei technologisch nicht erreicht werden.
13. Weitere Messungen erfolgten mit einem Luftimpulsapplikator, der einen annähernd linear ansteigenden Staudruck und eine plötzliche Abschaltung desselben sicherstellte. Aufgenommen wurden der Anstieg der Verformung und die Ausschwingfrequenz für unterschiedliche Kalotten (Material, Dicke) bei einem Kammerdruckbereich von 5-50mmHg (in Stufen von 5mmHg).
14. Sowohl der Anstieg als auch die Ausschwingfrequenz weisen deutliche Abhängigkeiten vom Kammerdruck und auch von Material und Dicke auf. Auf eine Untersuchung des Einflusses des Schermoduls wurde, da nur 2 unterschiedliche Materialien untersucht wurden, verzichtet.
15. Aus den jeweiligen Anstiegs- und Frequenzmeßwerten aller Kalotten einer Serie (einheitliches Material und gemeinsame Dicke) wurden Mittelwertkurven in Abhängigkeit vom Kammerdruck gebildet und die Meßwertverläufe durch Polynome angenähert. Aus ihnen wurden die Gleichungen zur Berücksichtigung des Einflusses der Kalottendicke auf die Meßwerte abgeleitet.
16. Die Rückrechnung der (nicht zwischen Kalotten einer Serie gemittelten) realen Meßwerte einzelner Kalotten in Druckwerte führt in der Darstellung über dem realen Kammerdruck zu starken Schwankungen, die stellenweise die +/-5mmHg- und sogar die +/-10mmHg-Grenzen überschreiten.
17. Die Ursachen der Schwankungen der erfaßten Meßwerte sind sowohl in Parameterstreuungen des mechanischen Verhaltens der Einzelkalotten als auch der Luftimpulserzeugung (überlagerte akustische Schwingungen) sowie in der Auswertung der Meßwerte (Frequenzbestimmungssoftware) zu suchen. Hier sind weiterführende Untersuchungen erforderlich, ehe eine abschließende Aussage zur Praktikabilität gemacht werden kann.
18. Für den Übergang von Messungen am Augenphantom zu Messungen in vitro und später in vivo ist eine automatische Nachführung des LIT-Meßkopfes in Abhängigkeit vom Blickwinkel zur Sicherstellung der Funktionsfähigkeit zu gewährleisten. Perspektivisch ist ein kippinvariantes, evtl. sogar nichtoptisches Erfassungssystem anzustreben.

Kurzfassung

Obwohl der Augeninnendruck (IOP) nicht der einzige Parameter bei der Ausbildung eines Glaukoms ist, besitzt er eine hohe diagnostische Relevanz bei der Prophylaxe, Verlaufskontrolle und Therapieführung. Für seine Messung gelangen aufgrund ihrer einfachen Bedienung, der Berührungslosigkeit und der Nichtnotwendigkeit der Korneaanästhesierung verstärkt Non-Contact-Tonometer zum Einsatz. Nachteilig bei dieser Verfahrensklasse ist, daß die interindividuell streuenden Parameter der Kornea (insbesondere die Dicke) den Meßwert stark beeinflussen. Erforderlich wäre demzufolge ein Meßverfahren, was diesen Einfluß berücksichtigt und zu korrigieren erlaubt.

Ziel der Arbeit besteht in der Untersuchung eines neuen Verfahrensansatzes hinsichtlich der Eignung zur Messung des IOP unter Berücksichtigung des Einflusses des mechanischen Verhaltens der Kornea. Der Versuchsaufbau besteht aus 2 grundlegenden Funktionseinheiten: einer Vorrichtung zur Korneaverformung und einem Meßsystem zur Erfassung des zeitlichen Verformungsverlaufes. Zur Messung wird die Kornea mit einem Luftimpuls mit definierten Parametern verformt. Kennzeichnend sind der lineare Anstieg des Staudrucks und dessen schlagartiges Abschalten nach einer vorgegebenen Zeit. Dabei wird der gesamte Verformungsverlauf inkl. Ausschwingen erfaßt. Die Meßwertaufnahme erfolgt über ein Laserinterferometer.

Für die Überprüfung des Meßverfahrens war es erforderlich, auch ein mechanisches Augenphantom mit einstellbarem Innendruck zu entwickeln und an klassischen Tonometern zu erproben. Dieses bildete anschließend auch das nichtbiologische Meßobjekt am neuen Ansatz des laserinterferometrischen Tonometers (LIT).

Aufgenommen wurden der zeitliche Anstieg und die Ausschwingfrequenz der Verformung in Abhängigkeit vom Kammerdruck für Dicken der Meßoberflächen des Phantoms von 0,2mm, 0,25mm und 0,3mm und für unterschiedlich schersteife Materialien.

Aus den Meßwerten wurde ein mathematischer Zusammenhang von Anstieg, Schwingfrequenz, Kammerdruck und Objektdicke abgeleitet. Die Rückrechnung von Schwingfrequenz und Verformungsanstieg in einen die Dicke berücksichtigenden Kammerdruckwert führt jedoch für einzelne Meßobjekte noch zu starken Schwankungen des Ergebnisses. Die Ursachen liegen in den Ausgangswerten der Rückrechnung und deren Schwankungen, Streuungen der Parameter des Luftimpulses bei der Verformungserzeugung (überlagerte akustische Schwingungen) und Streuungen der mechanischen Eigenschaften der Meßobjekte (Vernetzungszustand). Dies erfordert für eine abschließende Aussage weiterführende Messungen am Augenphantom sowie in vitro (Schweineaugen).

Abstract

Although a high intraocular pressure (IOP) is not the only cause for generating glaucoma tonometry is of great importance for glaucoma prevention and therapy control. The trend of the IOP-measurement tends to non-contacting-tonometry (NCT) without the need of anaesthetizing the cornea, a low risk of damaging and of transmitting infections. The main problem is the interindividual variability of the parameters of the cornea (especially thickness and stiffness) which has a high influence on the measurements result. That's why it is desirable to develop a measuring apparatus considering this effect or describing this influence to correct the measurements result closer to the true IOP.

The aim of the paper is the development and investigation of a new measuring apparatus. The two basic aims are generation and application of an air pulse with defined parameters for a reproducible deformation of the cornea and the measurement of the corneal movement in quantity over time. First part is realized by a special (linear ramp-shaped) rising air pulse and fast shutting off. A michelson-type laser interferometer is used for a measuring system of the corneal movement.

To get a measuring object an artificial eye has been developed and tested on typical tonometers additionally. The artificial cornea was made of silicon rubber. Membrane thicknesses were 0.2mm, 0.25mm and 0.3mm. The rise of the deformation curve during switching on and the damped oscillation frequency after switching off the external force have been measured.

Based on the measurement values a formula has been developed for the calculation of corneal thickness and IOP. The results differ, which is caused by the variability of the measurement values including the analysis software, the air pulse parameters and the mechanical behaviour of the artificial cornea. Considering this there is a need for additional measurements to get a final conclusion.

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit versichere ich, daß ich die vorliegende Dissertationsschrift selbst angefertigt habe. Alle benutzten Hilfsmittel und Quellen wurden in der Arbeit bzw. im Anhang aufgeführt.

Die Dissertation wurde von mir weder als Ganzes noch teilweise als Prüfungsarbeit für eine andere staatliche oder wissenschaftliche Prüfung eingereicht.

Es wurde von mir weder die vorliegende noch eine andere Abhandlung als Dissertationsschrift bei einer anderen Fakultät oder einer anderen Universität eingereicht.

Kai-Uwe Plagwitz

Ilmenau, den 14.06.2005